



**Daniel Augusto Vieira
Sousa**

**Avaliação de Próteses de Si_3N_4 /Diamante por
Ressonância Magnética**



**Daniel Augusto Vieira
Sousa**

**Avaliação de Próteses de Si₃N₄/Diamante por
Ressonância Magnética**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos – 2º Ciclo, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Paula Maria Vaz Martins, Professora Adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro e do Professor Doutor Rui Ramos Ferreira e Silva, Professor Associado do Departamento de Engenharia de Materiais e Cerâmica da Universidade de Aveiro.

o júri

Presidente

Prof. Doutor José Maria da Fonte Ferreira
professor associado c/ agregação da Universidade de Aveiro

Prof. Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro
professora adjunta da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Prof. Doutora Paula Maria Vaz Martins
professora adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Aos meus orientadores Prof. Doutora Paula Maria Vaz Martins e Prof. Doutor Rui Ramos Ferreira e Silva por toda a disponibilidade, motivação, apoio e orientação científica durante este projeto.

À Prof. Doutora Sílvia de Francesco pela preciosa ajuda e sugestões dadas, na realização da segmentação das imagens obtidas, para a quantificação do volume do artefacto.

Aos Técnicos de Radiologia Carlos Ferreira e Sónia Afonso pela disponibilidade para a aquisição das imagens e pelas válidas sugestões que em muito contribuíram para a realização deste trabalho.

À Engenheira Célia Miranda, do Departamento de Engenharia de Materiais e Cerâmica da UA, pela grande disponibilidade em ajudar sempre que necessário.

Ao Igor Silva, delegado de informação médica, por disponibilizar algum do material utilizado para a realização deste estudo.

Aos meus colegas de turma pelo companheirismo e ajuda dada durante todo o mestrado.

Aos meus colegas de trabalho e amigos por todo o apoio e incentivo.

À Catarina Terron pelo apoio incondicional, por toda a motivação e compreensão pela minha ausência em alguns momentos para a realização deste trabalho.

Aos meus pais e irmã pelo incentivo e apoio que me deram durante todo o meu percurso académico.

palavras-chave

Ressonância Magnética, artefactos, suscetibilidade magnética, nitreto de silício, diamante CVD nanocristalino

Resumo

A Ressonância Magnética (RM) é uma modalidade imagiológica que tem permitido grandes avanços na área do diagnóstico médico. Tem vindo a ser cada vez mais utilizada para avaliação pós-operatória em variadas situações. No entanto, existem alguns obstáculos à obtenção de imagens de qualidade. Esses obstáculos são, muitas vezes, provocados pela presença de material cirúrgico, como é caso das próteses da anca, que devido às suas características, dão origem a artefactos de suscetibilidade magnética que prejudicam a qualidade da imagem.

O desenvolvimento de novos materiais tem demonstrado vantagens no que respeita aos artefactos provocados por estes em exames imagiológicos. Os cerâmicos de nitreto de silício (Si_3N_4) revestidos por diamante nanocristalino obtido por deposição química em fase vapor (CVD), desenvolvido nos laboratórios do Centro de Investigação em Materiais Cerâmicos e Compósitos (CICECO) da Universidade de Aveiro, é um novo material candidato à utilização em próteses articulares, nomeadamente na cabeça do fémur em próteses da anca. Estes cerâmicos apresentam excelentes características de resistência ao desgaste e de biocompatibilidade. Um estudo prévio com Tomografia Computorizada (TC) apresentou bons resultados com diminuição dos artefactos metálicos. Não são conhecidos estudos que avaliem o seu comportamento no contexto da RM.

O presente trabalho teve como objetivo avaliar o comportamento imagiológico deste novo material, Si_3N_4 revestido a nanodiamante, em RM e compará-lo com materiais atualmente comercializados. Para tal, utilizou-se um fantoma com características que não colocam em causa a segurança na realização dos testes no ambiente de RM. Foram utilizadas amostras de cabeças do fémur de próteses da anca de diferentes materiais nomeadamente Cobalto-Crómio, Oxinium, Zirconia-Toughened Alumina, Nitreto de Silício e Nitreto de Silício revestido com diamante. As imagens foram adquiridas em condições similares em dois equipamentos de RM, um de 3T no Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS) e outro de 1,5T no Centro de Tomografia Computorizada de Aveiro (CENTAC), procedendo-se posteriormente à análise das imagens, quantificação de artefactos e à comparação dos artefactos causados pelos diferentes materiais.

Os resultados alcançados no contexto do presente estudo permitem evidenciar propriedades imagiológicas promissoras dos cerâmicos Si_3N_4 /diamante, uma vez que os artefactos produzidos por estes cerâmicos são reduzidos quando comparados com os originados por outros materiais atualmente utilizados no fabrico deste tipo de próteses.

keywords

Magnetic resonance, artifacts, magnetic susceptibility, silicon nitride, diamond CVD nanocrystalline

abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is an imaging modality that has allowed major advances in medical diagnostics. It has been increasingly used for postoperative evaluation in different situations. However, there are some obstacles to obtain quality images. These obstacles are often caused by the presence of surgical material, as it is the case of hip prostheses. Hip prostheses characteristics give rise to magnetic susceptibility artifacts that affects image quality.

The development of new materials has shown advantages regarding artifacts in diagnostic imaging. Ceramic Silicon Nitride (Si_3N_4) coated nanocrystalline diamond obtained by Chemical Vapor Deposition (CVD) developed in CICECO – Centre for Research in Ceramics and Composites Materials at the University of Aveiro is a new candidate to be used in joint prostheses, namely in hip prostheses of femur head. This ceramics material has excellent characteristics of wear resistance and biocompatibility. A previous study with CT showed good results since metal artifacts were reduced. Yet, no previous studies assessing Si_3N_4 coated nanocrystalline diamond behavior in MRI are found.

This study is aimed at evaluating the imaging performance of this new material, Si_3N_4 coated nanocrystalline diamond in MRI, and comparing it with materials currently marketed. For this purpose, a phantom which does not jeopardize safety in testing MRI was used. Samples of hip prostheses femoral heads made of different materials, namely Cobalt-Chromium (CC), Oxinium (OX), Zirconia-Toughened Alumina (ZTA), Silicon Nitride (NS) and Silicon Nitride coated with diamond (NSD) were used. Images were acquired in two MRI equipments under similar conditions, a 3T at the Institute of Nuclear Sciences Applied to Health (ICNAS) and a 1.5T at the Centre of Computed Tomography of Aveiro (CENTAC). Images analysis, artifacts quantification and comparison of artifacts caused by different materials were performed.

The results obtained in this study show promising imaging properties of Si_3N_4 /diamond. The artifacts produced by this material are reduced when compared to those generated by other materials currently used in hip prostheses manufacture.

Índice

Lista de Figuras.....	iii
Lista de Tabelas	viii
Lista de Siglas e Abreviaturas	ix
1. Introdução.....	1
2. Enquadramento teórico.....	5
2.1 Articulação da Anca	5
2.1.1 Anatomia da Anca.....	5
2.1.2 Patologia da Anca	6
2.1.3 Artroplastia Total da Anca (ATA).....	7
2.2 Próteses da Anca.....	10
2.2.1 Próteses cimentadas.....	11
2.2.2 Próteses não cimentadas	11
2.2.3 Próteses híbridas	12
2.3 Materiais utilizados em próteses da anca.....	12
2.3.1 Metais	13
2.3.2 Cerâmicos	15
2.3.3 Polímeros.....	16
2.3.4 Novos Materiais.....	17
2.4 Ressonância Magnética (RM).....	19
2.4.1 Equipamento de RM	19
2.4.2 Conceitos básicos de RM.....	23
2.4.3 Artefactos em RM	32
2.4.4 Segurança em RM	44
3. Material e Métodos.....	47

3.1	Materiais Analisados.....	48
3.2	Equipamento experimental.....	51
3.3	Metodologias utilizadas para a avaliação das amostras.....	57
3.3.1	Aquisição das Imagens	57
3.3.2	Análise das Imagens	59
4.	Resultados.....	65
4.1	Avaliação dos artefactos - 3T.....	65
4.2	Avaliação dos artefactos - 1,5 T	74
4.3	Discussão dos Resultados	78
5.	Conclusões	83
5.1	Trabalho Futuro.....	84
6.	Referências	85

Lista de Figuras

Figura 1 - Anatomia da Anca [14].....	5
Figura 2 - Osteoartrose da anca. Fonte: www.eorthopod.com	7
Figura 3 - À esquerda visualiza-se uma radiografia da anca com osteoartrose. Do lado direito observa-se uma radiografia da anca após ATA primária.....	8
Figura 4 - Etapas realizadas durante uma Artroplastia Total da Anca.....	9
Figura 5 - Componentes da prótese da anca separadas. Adaptado de: http://anca.pt/	10
Figura 6 - Prótese cimentada. Adaptado de: www.eorthopod.com	11
Figura 7 - Prótese não cimentada. Adaptado de: www.eorthopod.com	12
Figura 8 - Cabeça de cobalto-crómio. Fonte: www.linkorthopaedics.com	13
Figura 9 - Cabeça de Oxinium. Fonte: www.smith-nephew.com	14
Figura 10 - Cabeça de material cerâmico compósito alumina-zircónia - ZTA (BioloX-Delta). Fonte: www.linkorthopaedics.com	16
Figura 11 - Cápsula acetabular de polietileno. Fonte: www.zimmer.com	16
Figura 12 - Componente acetabular (à esquerda) e cabeça do fémur de nitreto de silício revestido com diamante (à direita) [10].....	17
Figura 13 - Bobines de Gradiente.....	21
Figura 14 - Movimento angular do protão gera um momento magnético [31].	23
Figura 15 - Disposição dos protões de hidrogénio sujeitos a um campo magnético Bo [30].	24
Figura 16 - Decaimento de Indução Livre [30].	25
Figura 17 - Recuperação da Magnetização Longitudinal [30].	26
Figura 18 - Decaimento da Magnetização Transversal [30].	27
Figura 19 - Aplicação do gradiente de codificação de fase [30].	29
Figura 20 - Aplicação do gradiente de codificação de frequência [30].....	30
Figura 21 - Sequência Spin Eco [30].	31
Figura 22 - Sequência Gradiente Eco [31]	32
Figura 23 - Artefacto de suscetibilidade magnética provocado pela presença de implantes dentários [36].	35

Figura 24 - No lado esquerdo observa-se o esquema que mostra a posição de um parafuso de titânio (diâmetro de 4,5 mm) e dois de aço inoxidável (diâmetros, 3,5 mm e 4,5 mm) num fantoma. No lado direito visualiza-se uma imagem obtida com uma sequência Axial SE dos parafusos referidos anteriormente. O parafuso de titânio produz um artefacto menor comparativamente ao de aço inoxidável. Adaptado de [42].

..... 37

Figura 25 - Imagens obtidas com uma sequência Axial GRE, correspondentes aos parafusos demonstrados no esquema da Figura 25. Observa-se um aumento do artefacto com a utilização da sequencia GRE [42]. 38

Figura 26 - Artefacto provocado por um parafuso tendo em conta a sua posição relativamente ao campo magnético principal (B_0). O artefacto é menor quando o parafuso se encontra paralelo ao B_0 [42]. 38

Figura 27 - Comparação de imagens obtidas com FOV diferente. Imagem A com um FOV de 14 cm e imagem B com um FOV de 24 cm. A imagem A, com o FOV menor, apresenta um artefacto mais reduzido [42]. 39

Figura 28 - Imagens obtidas com uma Sequência Spin-Eco, mas com espessura de corte diferente: de 1mm (A), 4mm (B) e 7mm (C). Quanto maior a espessura de corte maior é o artefacto [42]. 39

Figura 29 - Imagens obtidas com os mesmos parâmetros, mas em campos magnéticos com diferente intensidade. Imagem A obtida em 1,5T; imagem B em 3T. O artefacto é menor na imagem obtida com o campo magnético de menor intensidade [42]. 39

Figura 30 - Imagem Axial do crânio obtida com uma sequência GRE. A imagem **a** foi adquirida com um TE de 15ms; a imagem **b** foi adquirida com um TE de 30ms. Verifica-se que há um aumento do artefacto quando o TE é duplicado [37]. 40

Figura 31 - Imagem **(a)** obtida com uma sequência Sagital T2 TSE com a codificação de fase anterior-posterior (A-P); Imagem **(b)** obtida com uma sequência Sagital T2 TSE mas com a codificação de fase Head-Feet (H-F). Quando a codificação de fase é alterada a direção do artefacto também se altera [37]. 40

Figura 32 - Imagem sagital do Joelho de um doente com parafusos na tíbia. Imagem do lado esquerdo adquirida com sequência SE; imagem do lado direito adquirida com utilização da técnica VAT. Verifica-se que com a utilização da técnica VAT há uma menor distorção na imagem [2]. 41

Figura 33 - Imagem coronal da anca com PTA adquirida com sequência STIR. A imagem do lado esquerdo foi obtida com uma técnica de rotina STIR; a imagem do lado direito foi obtida com aplicação da técnica SEMAC. Com a aplicação da técnica SEMAC observa-se uma melhoria na qualidade da imagem [45].....	41
Figura 34 - Na imagem A visualiza-se uma aquisição Axial GRE de uma cabeça de CoCr. Na imagem B visualiza-se uma aquisição Axial GRE de uma cabeça cerâmica [11].	42
Figura 35 - Visualizam-se as imagens obtidas nos dois campos magnéticos (1,5T e 3T) e com diferentes sequências (SE e GRE), para um dos materiais avaliados (titânio), com as reconstruções 3D correspondentes [38].....	43
Figura 36 - Cama hospitalar atraída pelo equipamento de RM. Fonte: www.simplyphysics.com/flying_objects	44
Figura 37 - Sinalização utilizada na porta da sala de RM no ICNAS.....	45
Figura 38 - Da esquerda para a direita: cabeça de Cobalto-Crômio, Oxinium, Zirconia-Toughened Alumina, Nitreto de Silício e Nitreto de Silício revestido com filme de nanodiamante.	48
Figura 39 - Representação esquemática com as respectivas medidas da esfera de Nitreto de Silício revestida com diamante [12].	49
Figura 40 - No lado esquerdo da imagem observa-se o suporte de teflon com uma haste fixada. Do lado direito visualiza-se o recipiente de plástico utilizado.	51
Figura 41 - Recipiente com respectivo suporte onde está uma haste pronta para a colocação de uma cabeça femoral.	52
Figura 42 - Cabeças femorais de prótese da anca avaliadas e as respectivas hastes. Haste A – para as cabeças de CC,OX, ZTA ; Haste B – para as cabeças de NS e NSD.	52
Figura 43 - Solução gelatinosa de agarose com 1% de agár-agár.....	54
Figura 44 - Imagens obtidas na fase experimental. a) iogurte natural; b) imagem do material em estudo imerso em agarose com cloreto de níquel; c)garrafa com óleo vegetal; d) óleo vegetal no recipiente utilizado.	54
Figura 45 - Sala de RM no ICNAS na fase de teste para a aquisição das imagens.....	56
Figura 46 - Sala de RM na CENTAC.....	56
Figura 47 - Material em estudo pronto para a aquisição de imagens.....	57
Figura 48 - Imagem da Haste A e B obtidas com uma sequência COR SE a 3T (sequência 2 da Tabela 4).	59

Figura 49 - Rede de trabalho utilizada no software MeVisLab 2.7.1.....	61
Figura 50 - Imagens da cabeça de CC com a marcação dos quatro ROI's.....	62
Figura 51 - Imagem da esquerda corresponde à cabeça de OX obtida com a sequência COR SE, imagem da direita observa-se a mesma imagem, mas com as cores correspondentes ao V70 (azul) e ao V130 (rosa).....	62
Figura 52 - Quadros onde se obteve o valor do volume segmentado das duas regiões (V70 e V130).....	63
Figura 53 - Representação 3D correspondente à cabeça de OX, obtida com a rede MeVis: Visualiza-se uma zona azul relativa à região onde a intensidade do sinal é inferior a 70% da IMS e uma região rosa em que a intensidade do sinal é superior a 130% da IMS.....	63
Figura 54 - Material utilizado para a medição do volume da peça original.....	64
Figura 55 - Imagens correspondentes ao corte 19 obtidas através da sequência Coronal SE a 3T. Da esquerda para a direita visualizamos: a cabeça de CC; OX; ZTA; NS; NSD.....	65
Figura 56 - Imagens correspondentes ao corte 19 da aquisição Coronal GRE a 3T, identificadas com o nome da respetiva cabeça (CC, OX, ZTA, NS,NSD).	66
Figura 57 - Imagens, das amostras estudadas (CC, OX, ZTA, NS,NSD), correspondentes ao corte 19 da aquisição Coronal GRE a 3T com codificação de frequência R-L.....	66
Figura 58 - Volume do artefacto nas imagens correspondente aos diversos materiais, obtidas com sequência COR SE no equipamento de 3T.....	67
Figura 59 -Visualização 3D das amostras estudadas obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR SE no equipamento de 3T.....	68
Figura 60 - Comparação do volume do artefacto obtido através das imagens adquiridas com a sequência COR GRE e COR SE.....	69
Figura 61 - Representações 3D obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR GRE no equipamento de 3T com codificação de frequência F-H.....	70
Figura 62 - Representações 3D obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR GRE, com codificação de frequência R-L, no equipamento de 3T.....	70

Figura 63 - Imagens obtidas através da aquisição Axial SE a 3T com o TE de 20ms, correspondendo ao corte número 11. Da esquerda para a direita: cabeça de CC, OX, ZTA, NS e NSD.....	71
Figura 64 - Imagens correspondentes ao corte número 11, obtidas com a sequência Axial SE a 3T com um TE de 10 ms. Da esquerda para a direita: cabeça de CC, OX, ZTA, NS, NSD.	71
Figura 65 - Imagens correspondentes ao corte número 11, obtidas com a sequência Axial GRE a 3T de todas as cabeças em estudo.	71
Figura 66 - Representações 3D obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência AX SE com um TE de 10ms (lado esquerdo) e com a sequência AX SE com um TE de 20 ms (lado direito) num equipamento de 3T.....	73
Figura 67 - Imagens correspondentes ao corte 19 obtidas através da sequência COR SE a 1,5T. Da esquerda para a direita visualiza-se: a cabeça de CC, OX, ALU, NS e NSD.	74
Figura 68 - Imagens correspondentes ao corte 19 da aquisição Coronal GRE a 1,5T, identificadas com o nome da respetiva cabeça (CC, OX, ZTA, NS,NSD).	74
Figura 69 - Imagens das amostras cerâmicas avaliadas (ZTA, NS,NSD), correspondentes ao corte 19 da aquisição COR GRE a 1,5T com codificação de frequência R-L.....	75
Figura 70 - Volume do artefacto das imagens dos diversos materiais obtidos com sequência COR SE no equipamento de 1,5T.	76
Figura 71 - Representação 3D das amostras estudadas obtida através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR SE no equipamento de 1,5T.	76
Figura 72 - Comparação do volume do artefacto das diferentes amostras a 1,5T e 3T.	77
Figura 73 - Representação gráfica da relação entre o volume do artefacto e a suscetibilidade magnética dos materiais avaliados (Tabela 12).....	78

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Gradientes utilizados para cada um dos planos ortogonais [30].....	30
Tabela 2 - Suscetibilidade Magnética de alguns materiais.....	34
Tabela 3 - Parâmetros de aquisição recomendados pela ASTM para avaliação de artefactos, por RM, de implantes passivos de grandes dimensões (e.g. prótese da anca).	58
Tabela 4 - Parâmetros de aquisição utilizados no equipamento de RM de 3T.....	58
Tabela 5 - Parâmetros de aquisição utilizados no equipamento de RM de 1,5T.....	59
Tabela 6 - Valores utilizados para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR SE a 3T.....	67
Tabela 7 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR GRE a 3T com codificação de frequência F-H.....	68
Tabela 8 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR GRE a 3T com codificação de frequência R-L.....	69
Tabela 9 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume artefacto nas imagens obtidas com a sequência AX SE a 3T com um TE de 10ms.....	72
Tabela 10 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência AX SE a 3T com um TE de 20ms.....	72
Tabela 11 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR SE a 1,5T.....	75
Tabela 12 - Diferença de suscetibilidade magnética entre os diferentes materiais e o fantoma utilizado (óleo vegetal).....	77

Lista de Siglas e Abreviaturas

A-P	Anterior-Posterior
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
ATA	Artroplastia Total da Anca
χ	Suscetibilidade magnética
CC	Cobalto-Crômio
CICECO	Centro de Investigação em Materiais Cerâmicos e Compósitos
CNC	<i>Computer Numeric Control</i>
CVD	<i>Chemical Vapor Deposition</i>
F-H	<i>Feet-Head</i>
FID	<i>Free Induction Decay</i> (ou decaimento de indução livre)
FOV	<i>Field of View</i> (ou campo de visão)
GRE	Gradiente Eco
HFCVD	<i>Hot Filament Chemical Vapor Deposition</i>
IMS	Intensidade Média do Sinal
MARS	<i>Metal Artifact Reduction Sequences</i>
NS	Nitreto de Silício
NSD	Nitreto de Silício com Diamante
OX	Oxinium
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTA	Prótese Total da Anca
RC	Radiologia Convencional
RF	Radiofrequência
RG	<i>Region Growing</i>
ROI	<i>Region Of Interest</i>
R-L	<i>Right-Left</i>
RM	Ressonância Magnética
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i>
SE	Spin Eco
SEMAC	<i>Slice Encoding for Metal Artifact Reduction</i>
Si ₃ N ₄	Nitreto de Silício

STIR	<i>Short Time Inversion Recovery</i>
T	Tesla
TA	Tempo de Aquisição
T1	Tempo de relaxação longitudinal
T2	Tempo de relaxação transversal
TC	Tomografia Computorizada
TE	Tempo de Eco
TR	Tempo de Repetição
UA	Universidade de Aveiro
UHMWPE	<i>Ultra High Molecular Weight Polyethylene</i>
VAT	<i>View Angle Tiltling</i>
VME	Vetor de Magnetização Efetiva
ZTA	<i>Zirconia –Toughened Alumina</i>

1. Introdução

A Ressonância Magnética (RM) é uma modalidade imagiológica que tem permitido grandes avanços na área do diagnóstico médico, apresentando algumas vantagens relativamente à Radiologia Convencional (RC) e à Tomografia Computorizada (TC). Estas vantagens estão relacionadas com a aquisição de imagens com excelente resolução de contraste, sobretudo a nível dos tecidos moles, os diferentes tipos de contraste que proporciona, a sua capacidade multiplanar e o facto de ser um método de imagem que não utiliza radiação ionizante. A RM tem vindo a ser cada vez mais utilizada para avaliação pós-operatória, em vários contextos. No entanto, existem alguns obstáculos na obtenção de imagens de qualidade. Esses obstáculos são, muitas vezes, provocados pela presença de material cirúrgico, como é o caso dos implantes, que devido às suas características dão origem a artefactos que prejudicam a qualidade da imagem, conduzindo a um diagnóstico menos preciso[1-3].

A área da ortopedia é uma das especialidades da medicina em que o uso de implantes cirúrgicos é bastante comum, como por exemplo, em placas de osteossíntese, próteses articulares, entre outros. É importante um conhecimento prévio do tipo de material implantado no doente por forma a poder minimizar os problemas que este possa causar a nível da qualidade da imagem, melhorando o diagnóstico médico.

Uma das cirurgias mais realizadas nesta área é a artroplastia total da anca (ATA), que consiste na substituição da articulação coxofemoral por uma prótese da anca [1, 4]. Após a realização de uma ATA os doentes são sujeitos a avaliação pós-operatória com recurso a várias modalidades de imagem (RC, TC ou RM). A RM é cada vez mais utilizada neste contexto sendo particularmente indicada na deteção de processos infecciosos, bursite, reações de hipersensibilidade aos materiais e alterações precoces a nível da estrutura óssea [1].

A crescente utilização de equipamentos de RM com campos magnéticos cada vez mais elevados no contexto da prática clínica diária coloca alguns desafios, particularmente na avaliação de pacientes com implantes, não só por questões relacionadas com aspetos de segurança com o próprio paciente mas, também, pela existência de artefactos derivados da sua presença que, como já referido

anteriormente, muitas vezes impedem a realização da RM ou condicionam a informação que esta pode proporcionar. Assim, o desenvolvimento de biomateriais compatíveis e seguros para a realização de RM nestas condições é extremamente relevante e tem sido uma área em grande desenvolvimento nos últimos anos.

Vários tipos de materiais são usados na produção de próteses da anca. Os biomateriais metálicos, como por exemplo o aço inoxidável, a liga metálica cobalto-crómio (CoCr) e as ligas de titânio são dos mais utilizados. Materiais cerâmicos, como a alumina e a zircónia, têm vindo a ser cada vez mais utilizados no fabrico de próteses ortopédicas. Para além destes, outros tipos de materiais cerâmicos têm vindo a ser estudados [4–6]. É o caso dos cerâmicos de nitreto de silício (Si_3N_4), sem revestimento [7] ou revestidos por diamante nanocristalino obtido por deposição química em fase vapor (*Chemical Vapor Deposition-CVD*) [8–10], que foram desenvolvidos por uma equipa de investigadores dos laboratórios do Centro de Investigação em Materiais Cerâmicos e Compósitos (CICECO) da Universidade de Aveiro (UA).

Alguns trabalhos têm sido realizados com objetivo de analisar como os diferentes materiais utilizados atualmente em próteses da anca se comportam, tanto em TC como na RM [5, 11]. Os cerâmicos Si_3N_4 revestidos por diamante nanocristalino não se encontram, neste momento, no mercado. No entanto, e uma vez que são um forte candidato para a produção de componentes de próteses da anca, nomeadamente a componente que substitui a cabeça do fémur, já foram sujeitos a um estudo que comprova que, tal como os outros cerâmicos, apresentam vantagens imagiológicas na TC, em relação aos biomateriais metálicos, no que diz respeito a artefactos [5,12]. Contudo, é importante que este seja avaliado por RM, uma vez que, como já referido, esta é cada vez mais utilizada neste contexto. Que seja do nosso conhecimento não existem estudos que avaliem o seu comportamento em RM.

Estando a realizar um Mestrado em Materiais e Dipositivos Biomédicos, ter a possibilidade de contribuir, ainda que modestamente, para a caraterização imagiológica de um novo material cerâmico desenvolvido na UA (possível candidato para aplicações ortopédicas), constitui uma forte motivação, dada a minha formação como Técnico de Radiologia. A possibilidade de aprofundar conhecimentos na área da RM também foi, sem dúvida, um forte fator de motivação.

O presente trabalho tem como objetivo geral avaliar o comportamento imagiológico deste novo material, Si_3N_4 revestido a nanodiamante, em RM comparando-o com os materiais atualmente comercializados (Cobalto-Crómio- CC, Oxinium- OX, *Zirconia-Toughened Alumina*- ZTA). Mais especificamente pretende-se: i) Adaptar um fantoma por forma a que permita obter imagens com as diferentes cabeças de prótese utilizando a RM; ii) Adquirir imagens em alto campo com diferente intensidade de campo magnético (1,5T e 3T); iii) Testar parâmetros de imagem que possam influenciar a dimensão e características dos artefactos; iv) Avaliar os artefactos originados pelos diferentes materiais utilizados nas próteses da anca.

Esta dissertação encontra-se dividida em cinco capítulos. Neste primeiro capítulo enquadra-se o tema, definem-se os objetivos a atingir e apresenta-se uma descrição da estrutura da dissertação.

No capítulo 2, faz-se uma breve introdução à anatomia e patologia da anca. Posteriormente, é efetuada uma revisão relativamente à ATA, aborda-se o tipo de próteses e os materiais utilizados na sua produção. No final deste capítulo são introduzidos alguns conceitos básicos relacionados com a RM e, em particular referem-se os artefactos de suscetibilidade magnética, os fatores que os influenciam e estratégias para a sua minimização.

Seguidamente, no capítulo 3 apresentam-se todas as metodologias seguidas, nomeadamente o método de processamento da cabeça de Si_3N_4 revestida a nanodiamante, os equipamentos de RM utilizados para adquirir as imagens do estudo, o fantoma utilizado para o posicionamento das amostras dos diferentes materiais aquando da aquisição das imagens e os métodos seguidos para avaliação das imagens e quantificação dos artefactos nas diferentes amostras.

No capítulo 4, faz-se a apresentação e a discussão dos resultados obtidos através da análise das imagens provenientes dos dois equipamentos de RM com campos magnéticos diferentes, 1,5T e 3T.

Por fim, no capítulo 5, são sintetizados os principais contributos e conclusões deste estudo.

2. Enquadramento teórico

O presente capítulo inicia-se com uma breve introdução da anatomia e patologia da anca. Posteriormente, definem-se alguns conceitos relacionados com Artroplastia Total da Anca (ATA) e abordam-se o tipo de próteses e os materiais utilizados na sua produção. No final, serão introduzidos alguns conceitos gerais de RM.

2.1 Articulação da Anca

2.1.1 Anatomia da Anca

A articulação da anca ou coxofemoral é das mais importantes do corpo humano, tendo como funções a locomoção e sustentação do corpo. Esta articulação é composta pelo acetábulo (cavidade esta formada pelo ílion, ísquion e púbis) e pela cabeça do fémur que se localiza na região proximal deste osso (Figura 1). A forma côncava do acetábulo, que possui na sua orla uma estrutura fibrocartilaginosa, possibilita um encaixe da cabeça do fémur, que tem uma forma proeminente e arredondada [13–15].

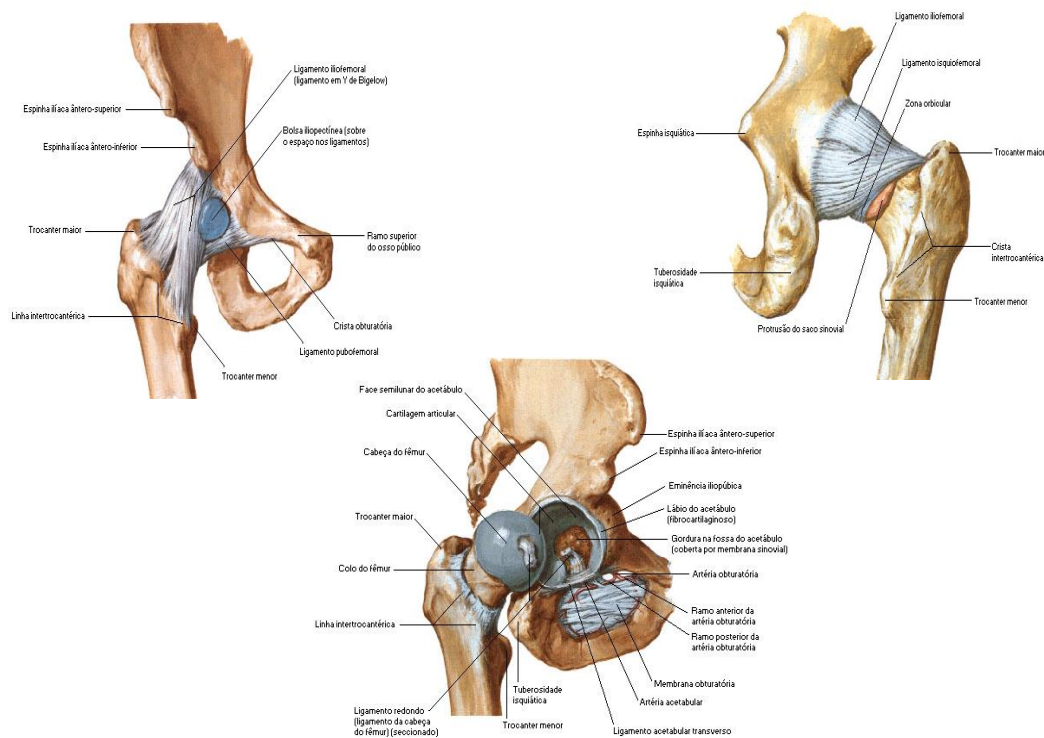


Figura 1 - Anatomia da Anca [14].

Esta articulação é do tipo sinovial, uma vez que contem líquido sinovial, e está encerrada numa cápsula articular extremamente forte [15].

Os ligamentos da articulação da anca (Figura 1) envolvem e reforçam esta cápsula articular, fixando-se à bacia óssea no lado acetabular, ao colo do fémur no lado femoral e anteriormente ao longo da linha intertrocantérica [13].

A articulação coxofemoral apresenta uma configuração esférica, sendo considerada uma articulação multiaxial, permitindo uma enorme amplitude de movimentos (flexão, extensão, abdução, adução, rotação e circundução) [15].

2.1.2 Patologia da Anca

O tipo de patologia apresentada é um dos fatores a ter em conta nas decisões que envolvem a realização de uma artroplastia total da anca (ATA), por forma a obter os melhores resultados possíveis.

A articulação da anca apresenta vários tipos de patologias, como osteoartrose, fraturas pós-traumáticas, necrose da cabeça do fémur, entre outras [16].

Osteoartrose

A osteoartrose (Figura 2) ou simplesmente artrose, é, provavelmente, a causa mais frequente da realização de artroplastia total da anca. Trata-se de uma inflamação da articulação coxofemoral que provoca dor, limitação de movimento e até deformidades. Esta pode afetar qualquer pessoa, no entanto a sua incidência aumenta com a idade, sendo rara antes dos 40 anos. O excesso de peso, a sobrecarga articular excessiva (e.g. desportistas) ou histórias traumáticas são outros dos fatores que podem contribuir para o desenvolvimento de osteoartrose [17–19].

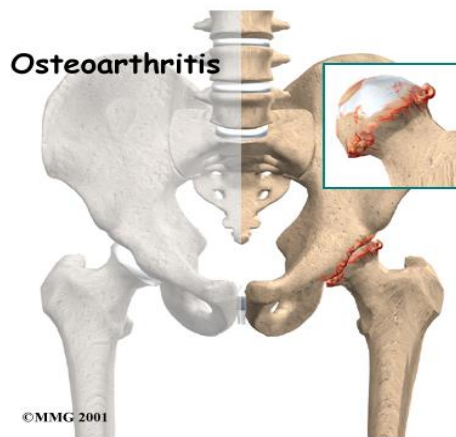


Figura 2 - Osteoartrose da anca. Fonte: www.eorthopod.com

É uma doença degenerativa crônica caracterizada por perda de cartilagem articular, esclerose subcondral, hipertrofia do osso nas suas margens e alterações morfológicas e bioquímicas, tanto na membrana sinovial como na cápsula articular. Pode ser considerada primária ou idiopática, quando a causa não pode ser determinada ou não há fator de risco determinante, ou secundária, se ocorrer como consequência de uma sobrecarga articular e/ou afeção articular prévia [19, 20].

2.1.3 Artroplastia Total da Anca (ATA)

A ATA é uma cirurgia de enorme sucesso e uma das mais realizadas na área da ortopedia. São realizadas cerca de 1,5 milhões por ano, em todo mundo [21]. Esta consiste na substituição da articulação coxofemoral por uma prótese. Tem como principal objetivo promover a qualidade de vida dos pacientes, com artropatia da anca, através da restauração funcional dos movimentos da articulação da anca sem dor [16].

A primeira tentativa documentada de substituição da articulação da anca por um dispositivo artificial ocorreu em 1891 pelo cirurgião alemão Themistocles Gluck, tendo sido utilizada uma prótese em marfim. No entanto, o procedimento acabou por não ser adotado uma vez que os resultados apresentados não foram tão bem sucedidos como seria de esperar [21].

Na década de 60, Sir John Charnley, cirurgião ortopédico britânico, trouxe duas ideias fundamentais que vieram revolucionar a cirurgia da ATA. Essas ideias consistiram na implantação da articulação artificial usando cimento ósseo e na

obtenção de um mínimo de atrito na articulação artificial. O trabalho desenvolvido por Charnley foi extremamente importante, continuando a ser largamente usado nos nossos dias. Contudo, com o passar do tempo, novos tipos de próteses têm surgido como consequência da evolução tecnológica e do aparecimento de novos materiais [21, 22].

A ATA pode ser considerada primária ou de revisão (secundária). É designada primária quando se procede à substituição da articulação natural da anca por uma articulação artificial (prótese) (Figura 3). Quando existe um problema com a artroplastia primária (como o descolamento de um dos componentes da prótese, osteólise gerada pela libertação de partículas, desgaste dos componentes, rotura ou falha mecânica de um dos componentes ou infeções profundas da articulação) é necessário realizar uma outra cirurgia que é designada como artroplastia de revisão, na qual a prótese original é substituída por uma nova prótese [4, 18] .



Figura 3 – À esquerda visualiza-se uma radiografia da anca com osteoartrose. Do lado direito observa-se uma radiografia da anca após ATA primária.

Na Figura 4 pode visualizar-se a sequência de etapas de uma ATA. As imagens apresentadas foram obtidas, para o presente trabalho, durante uma ATA realizada no Centro Hospitalar Baixo Vouga - Unidade de Aveiro. Inicialmente, é possível observar o Médico Ortopedista a proceder à exposição da cabeça do fémur e a fazer a ressecção da mesma, seguindo-se a abertura e raspagem do acetábulo com colocação da componente acetabular. Posteriormente, faz-se a abertura do canal femoral e a implantação da componente femoral da prótese. Concluídas estas etapas procede-se à montagem da prótese (neste caso de CC), concluindo a cirurgia com o encerramento da incisão.



Figura 4 - Etapas realizadas durante uma Artroplastia Total da Anca.

2.2 Próteses da Anca

Uma prótese é um dispositivo que tem por finalidade substituir um órgão ou parte dele. Existem várias articulações que podem ser substituídas por próteses, mas as que são mais frequentemente substituídas são a articulação da anca e a articulação joelho [4, 21, 23].

Uma prótese total da anca (PTA) é constituída por dois elementos principais: a componente femoral e a componente acetabular (Figura 5). A componente femoral consiste numa haste que será colocada no fémur. Na extremidade da haste existe um estreitamento, que corresponde ao colo do fémur, onde se coloca uma cabeça esférica que substitui a cabeça do fémur [18, 22].

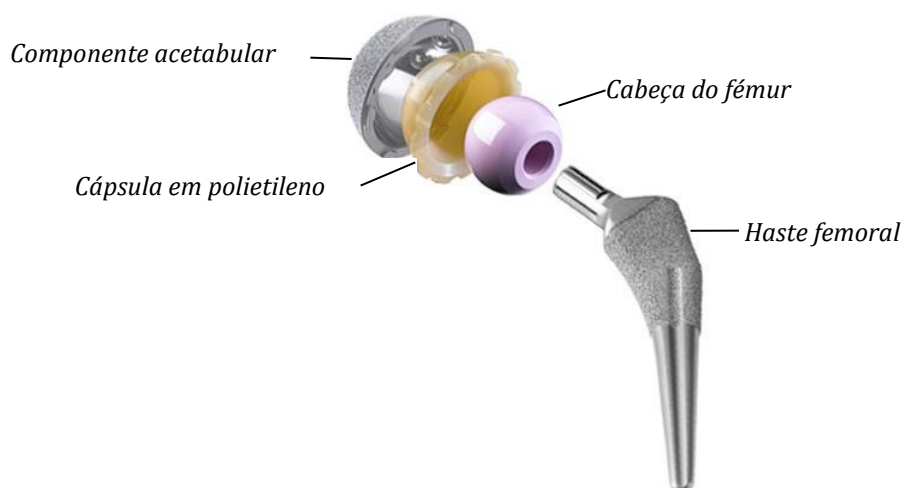


Figura 5 - Componentes da prótese da anca separadas. Adaptado de: <http://anca.pt/>

A escolha do implante tem que ter em consideração a qualidade óssea, o nível de atividade física, o estado geral, a expectativa de vida e a idade do paciente, e poderá ser influenciada pela experiência do cirurgião e pelas normas de orientação e experiência do serviço em que este está integrado [16].

Dependendo do tipo de fixação escolhida, as próteses podem ser cimentadas, não cimentadas ou híbridas. As próteses também podem ser modulares ou integrais, sendo que as modulares apresentam diferentes subcomponentes de diversos

tamanhos (cabeças do fêmur de diferentes diâmetros, colos de diferentes comprimentos e componentes acetabulares de diferentes medidas) [16, 22].

2.2.1 Próteses cimentadas

Nas próteses cimentadas é colocado um cimento ósseo entre as paredes do osso e a prótese (Figura 6). Este cimento ósseo é responsável pela transmissão dos esforços mecânicos da solicitação da prótese ao osso. Serve para estabilizar a componente femoral e, por vezes, também é usado para estabilizar a componente acetabular. O cimento ósseo mais utilizado é o polimetilmetacrilato (PMMA). Esta técnica é mais comumente utilizada em pacientes idosos, uma vez que estes apresentam uma menor densidade óssea [21, 22].

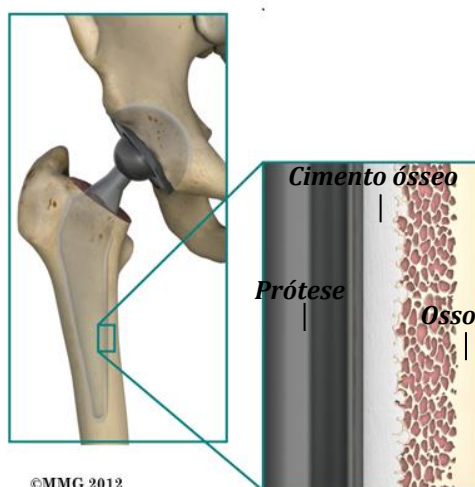


Figura 6 - Prótese cimentada. Adaptado de: www.eorthopod.com

2.2.2 Próteses não cimentadas

Nas próteses não cimentadas a fixação é feita por *press-fit*, onde irá haver um ajustamento e aperto entre a superfície da prótese e a superfície do osso hospedeiro. A fixação também pode ser feita por “*interference-fit*”, método em que a prótese

apresenta um revestimento poroso (Figura 7) ou um revestimento com hidroxapatite, que irá promover o crescimento ósseo sobre o implante [16, 21, 22].

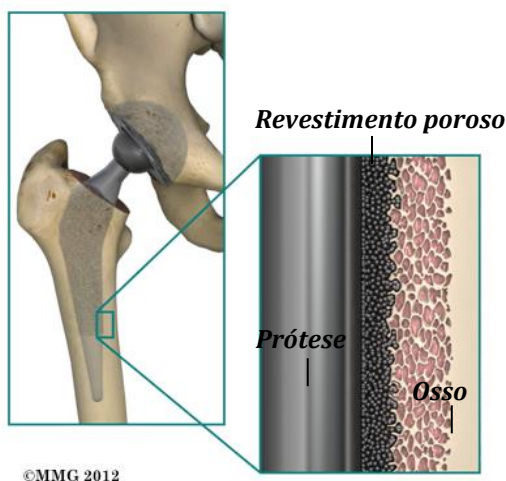


Figura 7 - Prótese não cimentada. Adaptado de: www.eorthopod.com

2.2.3 Próteses híbridas

Nas próteses híbridas existe uma combinação entre um componente femoral cimentado e um componente acetabular não cimentado [18, 22].

2.3 Materiais utilizados em próteses da anca

Os materiais utilizados no fabrico de próteses da anca são biomateriais destinados a funcionar adequadamente num bio-ambiente. A biocompatibilidade é o requisito mais importante de um biomaterial. Esta pode ser definida como a capacidade de um material dar uma resposta apropriada numa aplicação específica, sem desencadear qualquer efeito sistémico ou local indesejável [24, 25].

Em ortopedia, os materiais mais utilizados em artroplastias são os metais, os cerâmicos e os polímeros, muitas vezes combinados entre si [24].

2.3.1 Metais

Os metais são um tipo de material que é usado em implantes ortopédicos já há muito tempo. Apresentam várias características, como por exemplo uma boa resistência à fadiga, que faz com que continuem a ser um material bastante usado nos dias de hoje. Os metais mais utilizados na produção de componentes de próteses da anca são: o aço inoxidável, as ligas de cobalto-crômio e as ligas de titânio [22].

Aço Inoxidável

Os aços inoxidáveis foram biomateriais muito utilizados durante décadas em várias áreas da medicina. Atualmente ainda são bastante usados, principalmente em implantes temporários, tendo como principal vantagem o seu baixo custo de produção. Contudo, têm a desvantagem de se poderem degradar e de libertar iões agressivos para os tecidos envolventes podendo levar ao aparecimento de infeções [4, 22].

Ligas de Cobalto-Crômio (CoCr)

As ligas de CoCr (Figura 8) apresentam melhor resistência à corrosão do que o aço inoxidável. Existem, essencialmente, dois tipos de ligas de CoCr usados em próteses da anca: um tipo designado por cobalto-crômio-molibdénio (CoCrMo) e um outro tipo designado por cobalto-níquel-crômio- molibdénio (CoNiCrMo) [4, 22].



Figura 8 - Cabeça de cobalto-crômio. Fonte: www.linkorthopaedics.com

Ligas de Titânio

As ligas de titânio, quando comparadas com outros materiais metálicos, possuem um carácter superior do ponto de vista de uma boa biocompatibilidade, de uma maior resistência à corrosão e menor elasticidade [4, 22].

A liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V), a mais divulgada comercialmente, comporta 90% em peso de titânio, 6% de alumínio e 4% de vanádio. Esta liga possui propriedades vantajosas, sobretudo no que diz respeito à menor condutividade térmica e uma resistência superior à fadiga [22].

Para além dos metais referidos anteriormente existem ainda outro tipo de ligas metálicas que são utilizadas na produção de implantes cirúrgicos, como é o exemplo da liga metálica de zircónio oxidada. Atualmente, existe no mercado uma cabeça femoral recente cujo nome comercial registado é Oxinium (marca registada da *Smith & Nephew*) (Figura 9). Trata-se de um material feito de uma liga metálica de zircónio oxidado. Para obter este material a liga é tratada a quente para criar uma superfície oxidada no material [26]. No contexto deste trabalho, e uma vez que não existem estudos que avaliem o comportamento da cabeça femoral de Oxinium em RM no que respeita a artefactos de suscetibilidade magnética, foi fornecida uma cabeça de Oxinium para proceder a essa avaliação, comparando-a com a cabeça de nitreto de silício revestida a nanodiamante e com as restantes cabeças avaliadas.



Figura 9 - Cabeça de Oxinium. Fonte: www.smith-nephew.com

2.3.2 Cerâmicos

Os materiais cerâmicos caracterizam-se por apresentar baixa densidade, elevada dureza e grande resistência ao desgaste.

Existem três categorias de materiais cerâmicos usados em próteses: cerâmicos estruturais, ou seja, cerâmicos bio inertes; cerâmicos biodegradáveis, que se degradam em contacto com o tecido humano; e os cerâmicos bioativos, que possuem propriedades que permitem estimular o crescimento ósseo [22].

Os materiais cerâmicos mais utilizados nos componentes das próteses da anca são a alumina, a zircónia e os compósitos alumina-zircónia (*zirconia-toughened alumina* – ZTA), que são considerados bio inertes [18, 22].

A alumina é um dos biomateriais cerâmicos mais utilizados atualmente em próteses de joelho, parafusos ósseos e preenchimento ósseo [22, 27]. É, também, usada em próteses da anca, devido às suas características de resistência à corrosão e ao desgaste, elevada biocompatibilidade, reduzidas reações mecânicas e ausência de degradação biológica [28].

A zircónia é usada em implantes de artroplastias da anca pois apresenta pequeno desgaste, quando usada em conjunto com um componente acetabular. Apesar da zircónia possuir uma elevada resistência mecânica, esta não pode sofrer esterilização pelo calor húmido, uma vez que isso levaria à fratura de cabeças cerâmicas [28].

O material biocerâmico com melhores características de resistência ao desgaste e comportamento mecânico utilizado em próteses articulares é o ZTA (*Zirconia – Toughened Alumina*). A empresa alemã CeramTec produz este tipo de próteses sob a designação comercial BioloX- Delta (Figura 10) [29].



Figura 10 - Cabeça de material cerâmico compósito alumina-zircônia - ZTA (BioloX-Delta). Fonte: www.linkorthopaedics.com

2.3.3 Polímeros

Os polímeros são materiais amplamente utilizados em aplicações médicas, de fácil processamento, podendo existir nas mais variadas formas.

Os polímeros com maior implantação na área da ortopedia são o polimetilmetacrilato (PMMA) e o polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE). O UHMWPE é utilizado em próteses da anca, nomeadamente na componente acetabular (Figura 11), devido às suas excelentes características de baixo atrito e elevada resistência ao desgaste. O PMMA apresenta excelentes resultados de fixação por longos períodos de tempo, sendo usado como cimento ósseo na fixação de próteses da anca e joelho, em cirurgias de coluna, bem como em reconstrução a nível do crânio [22].



Figura 11 - Cápsula acetabular de polietileno. Fonte: www.zimmer.com

2.3.4 Novos Materiais

O desenvolvimento de novos materiais tem vindo a acontecer ao longo do tempo, com o objetivo de melhorar as características do material utilizado em implantes médicos.

Recentemente, uma equipa do Centro de Investigação em Materiais Cerâmicos e Compósitos (CICECO) da Universidade de Aveiro desenvolveu um material para produção de próteses ortopédicas designado por cerâmicos de nitreto de silício (Si_3N_4) revestidos por diamante nanocristalino obtido por deposição química em fase vapor (*Chemical Vapor Deposition-CVD*). Vários trabalhos apresentados demonstram excelentes características de resistência ao desgaste e de biocompatibilidade deste novo material [6, 8]. Um desses estudos demonstrou que num sistema composto por uma cabeça de nitreto de silício com diamante e um componente acetabular do mesmo material (Figura 12), para além do bom desempenho tribológico, não ocorrem inflamações e perda asséptica da prótese uma vez que os eventuais resíduos de desgaste libertados para o corpo são completamente biointeriores. Além disso, o ruído típico dos sistemas cerâmico-sobre-cerâmico (fenómeno designado por *squeaking*) não foi notado neste novo sistema [10].



Figura 12- Componente acetabular (à esquerda) e cabeça do fémur de nitreto de silício revestido com diamante (à direita) [10].

Este novo material já foi sujeito a um estudo imagiológico por TC. Nesse estudo compararam-se as propriedades imagiológicas deste material com as propriedades do material já comercializado, nomeadamente no que se refere ao aparecimento de artefactos causados normalmente pela presença de objetos de elevada densidade (e.g. próteses da anca)[5, 12].

2.4 Ressonância Magnética (RM)

A RM é uma modalidade imagiológica que tem vindo a ser cada vez mais usada na área clínica, principalmente devido à não utilização de radiação ionizante e por permitir uma melhor diferenciação dos tecidos moles em comparação com outras modalidades [30].

O fenómeno físico da Ressonância Magnética Nuclear (RMN) foi descrito pela primeira vez por Felix Block e Edward Purcell em 1946 sendo, inicialmente, utilizada na área da química (espetroscopia por RM). Em 1971, Raymond Damadian demonstrou que os tempos de relaxação dos tecidos normais e tumorais variavam, o que levou os cientistas a considerar a RM como um importante método a ser utilizado no estudo de doenças tumorais. Passado alguns anos, em 1977, Damadian e seus colaboradores obtêm a primeira imagem de RM do corpo humano [31, 32].

A imagem da RM é, resumidamente, o resultado da interação de um forte campo magnético, produzido por um magneto com os prótons de hidrogénio do tecido humano. Esta interação permite criar condições para que possamos enviar um pulso de radiofrequência e, após coletar a radiofrequência modificada através de uma bobina recetora, o sinal coletado é processado e convertido numa imagem ou noutro tipo de informação (e.g mapa de metabolitos) [30].

2.4.1 Equipamento de RM

O equipamento de RM é composto por vários componentes que permitem obter imagens do corpo humano. Para a obtenção dessas imagens é necessário a existência de: um magneto que produza um campo magnético estático (B_0); bobinas de gradiente de campo magnético (x, y, z); bobinas recetoras e transmissoras de Radiofrequência; e, ainda, um sistema computadorizado, *hardware* e *software* adequados para aquisição e processamento da informação.

Magneto

O magneto supercondutor é responsável por gerar um campo magnético que deverá ser estático, homogêneo e uniforme. Os equipamentos vulgarmente comercializados para fins clínicos apresentam uma intensidade de campo que pode variar entre os 0,2T e os 3T. Nos dias de hoje, os mais utilizados apresentam uma intensidade de campo de 1,5T, sendo que tem havido uma tendência para o desuso de equipamentos com intensidades de campo mais baixos e um aumento na utilização de campos com maior intensidade (3T). Na área da investigação já estão a ser usados magnetos, em seres humanos, de 7T e 8T [30, 33].

Os magnetos existentes podem, ainda, ser do tipo resistivo, permanente ou supercondutor. O magneto resistivo consiste na passagem de uma corrente elétrica de elevada intensidade através dos enrolamentos de uma bobina, criando desse modo um campo magnético. Os magnetos permanentes permitem criar um campo magnético sem qualquer fonte de alimentação, mas geram apenas campos de baixa intensidade. Para a criação de campos magnéticos mais elevados são usados magnetos supercondutores. Estes apresentam os enrolamentos da bobina imersos num líquido criogénico (hélio líquido), que se encontra a uma temperatura que torna os enrolamentos supercondutores, onde irá ser induzida uma corrente por uma fonte externa que fornecerá uma tensão residual, permitindo a manutenção do campo magnético produzido [30, 34].

Bobinas de Gradiente de campo magnético

As bobinas de gradiente (Figura 13) permitem criar um campo magnético que varia linearmente numa determinada direção. Os gradientes de campo magnético são aplicados segundo as três direções ortogonais (X,Y e Z) e irão permitir a localização precisa da posição do corte pretendido e, dentro deste, efetuar a codificação em fase e frequência [30].

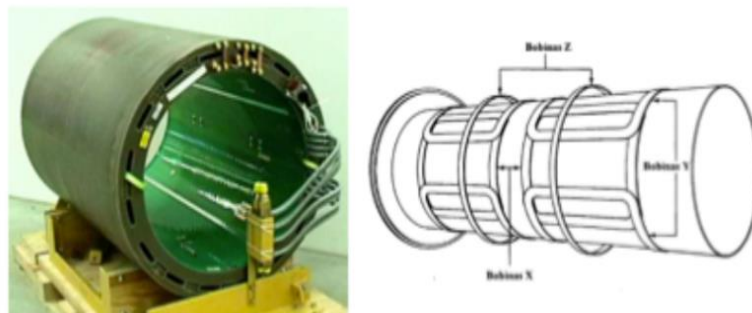


Figura 13 - Bobines de Gradiente.

As bobinas de gradiente são utilizadas apenas durante a aquisição da imagem, sendo tipicamente acionadas por um curto período de tempo [30].

No que respeita às características dos gradientes de campo magnético têm existido melhorias muito significativas, ao longo dos anos. Os equipamentos mais antigos eram equipados com gradientes com amplitude máxima de 10 a 15 mT/m . Atualmente existem sistemas de gradientes que permitem uma amplitude máxima de 50 a 60 mT/m ou superior. A amplitude máxima é muito importante no que diz respeito à resolução espacial, uma vez que condiciona a espessura mínima de corte utilizável [30, 35].

A amplitude máxima dos gradientes, apesar de ser das características de que mais se fala, não é a única que interessa considerar para a sua caracterização. Para além desta, interessa considerar o tempo de subida (*rise time*), a taxa de variação (*slew rate*) e o tempo de operação [30, 35].

Também aqui têm existido grandes avanços. Por exemplo, há uns anos atrás, o mais usual seria a existência de equipamentos com gradientes com taxa de variação à volta de 20 T/m/s e tempos de subida de 800 μs e, na atualidade, são frequentes

sistemas que permitem atingir taxa de variação da ordem dos 200 T/m/s, com tempos de subida entre 100 a 200 μ s. Isso é relevante quando se pretende obter elevada resolução temporal [35].

Sistema de Radiofrequência (RF)

O sistema de RF é constituído por uma bobine transmissora e outra recetora. Em alguns sistemas a mesma bobine pode desempenhar estas duas funções. A bobina transmissora é responsável por gerar um campo magnético rotacional, designado B_1 , e a bobina recetora transforma a magnetização num sinal elétrico [30].

As bobinas de RF também podem ser designadas por antenas de RF. Existem vários tipos de antenas. Podem ser rígidas ou flexíveis, de volume ou de superfície, de polarização linear ou de polarização circular (em quadratura). As antenas de volume têm a vantagem de poderem ser recetores e transmissoras, são normalmente antenas de quadratura, rígidas, em que cada barra atua como uma antena individual perpendicular a outra, obtendo-se um ganho muito elevado pela combinação dos dois sinais [30, 34].

Muitas vezes o estudo é condicionado pela dimensão da antena que não permite cobrir toda a região anatómica de interesse. Uma grande evolução nesta área foi o desenvolvimento de antenas *phased array* ou em arranjo de fase. São um conjunto de antenas (bobinas) que, apesar de juntas, recebem sinal individualmente e funcionam de forma independente. Estas antenas permitem obter imagens com maior relação sinal/ruído e com maior campo de visão (*FOV-Fiel Of View*) [30]. Nos últimos anos houve grandes desenvolvimentos nesta tecnologia, nomeadamente através do aumento do número de canais e a possibilidade de agrupar um grande número de bobinas [35].

2.4.2 Conceitos básicos de RM

Spin Nuclear

A Ressonância Magnética Nuclear é um processo físico que envolve a absorção e emissão de energia por um núcleo.

Na formação de imagens por RM o núcleo mais utilizado é o hidrogénio. Este é o núcleo mais simples e mais abundante no corpo humano, sendo composto apenas por um próton, o que lhe proporciona um momento magnético relativamente grande. O momento magnético é uma propriedade que faz com que o próton de hidrogénio se comporte como um pequeno íman ou um pequeno magneto. O momento magnético do hidrogénio é designado por vetor de magnetização efetiva (VME)[30, 31].

Os prótons possuem uma propriedade chamada spin ou momento angular. O spin do próton é caracterizado por um número quântico com valor $1/2$ e representa-se pela letra I , com duas orientações possíveis, que correspondem aos níveis de alta e baixa energia [30].

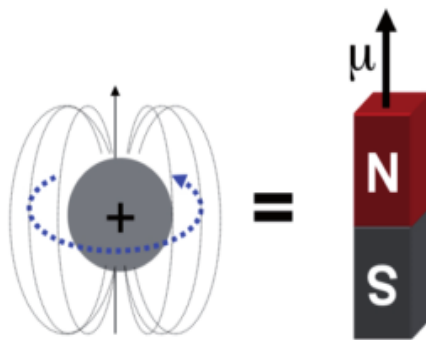


Figura 14 - Movimento angular do próton gera um momento magnético [31].

Quando um paciente submetido a uma RM é sujeito a um campo magnético, os prótons dos átomos de hidrogénio alinham-se com a direção do campo, apontando tanto de forma paralela ao campo (alinhamento paralelo), como de forma anti-paralela.

Os spins que ocupam o estado de menor energia encontram-se ligeiramente em maior quantidade relativamente aos de maior energia (Figura 15) e é esta diferença que permite obter um sinal na bobine [30, 34].

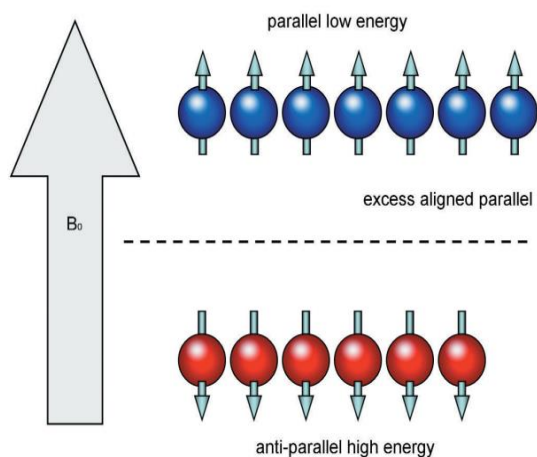


Figura 15 - Disposição dos prótons de hidrogénio sujeitos a um campo magnético B_0 [30].

Equação de Larmor

Os núcleos de hidrogénio sujeitos a um campo magnético efetuam um movimento de precessão em dois sentidos. A frequência deste movimento de precessão é dada pela equação de Larmor:

$$\omega = \gamma B_0$$

Sendo que o ω corresponde à frequência de precessão, o B_0 ao campo magnético externo e o γ à razão giromagnética. Para o núcleo de hidrogénio a razão giromagnética é 42,57 MHz/T. O valor da frequência de precessão varia consoante a intensidade do campo magnético, por exemplo, para um B_0 de 1,5T é de 63,86 MHz e para um B_0 de 1T a ω será de 42,57 MHz [30].

Pulso de Radiofrequência (B_1)

O pulso de RF, denominado B_1 , é aplicado num plano perpendicular à direção do campo magnético B_0 . Para que haja inclinação do vetor de magnetização (M) o campo magnético B_1 terá que apresentar uma frequência igual à frequência de precessão dos *spins* para cada B_0 . Só desta forma é possível a troca de energia entre os sistemas e a ocorrência de ressonância. Se B_1 fosse aplicado a qualquer outra frequência, os *spins* estariam alternativamente em fase e fora de fase com ele, não seria possível manter o momento magnético induzido por B_1 e não haveria ressonância [30, 34].

Um dos pulsos de RF mais utilizados é o que irá resultar num ângulo de nutação (*Flip Angle*) de 90° , transferindo assim todo o vetor M para o plano transversal. Pulsos de 180° também são utilizados e são chamados pulsos de inversão ou de refocalização [30, 34].

Decaimento de indução livre ou *free induction decay* (FID)

Quando o pulso de RF termina, o VME volta ao seu estado inicial. Para tal este tem que perder a energia que lhe é fornecida pelo pulso de RF. O processo pelo qual o VME perde esta energia é designado relaxamento, que leva a um decaimento do sinal denominado por decaimento de indução livre (FID) (Figura 16) [30].



Figura 16 - Decaimento de Indução Livre [30].

Relaxação

A relaxação que gera o decaimento do sinal é causada pelas trocas de energia entre *spins* e entre estes e a sua vizinhança (rede). Estas interações são chamadas de relaxação *spin-spin* e *spin-rede* respetivamente, e juntas fazem com que o vetor M retorne ao seu estado de equilíbrio (paralelo a B_0). Duas constantes de tempo foram criadas para caracterizar cada um destes processos: os tempos T1 e T2 [30, 34].

O T1 (tempo de relaxação longitudinal) representa o tempo necessário para que os prótons recuperem 63% da magnetização longitudinal original (M_z). O T1 também pode ser designado por tempo de relaxação *spin-rede*, uma vez que o retorno da magnetização para o eixo longitudinal é influenciada pela interação dos spins com a rede. O processo de recuperação da magnetização longitudinal é exponencial e é representado matematicamente pela seguinte equação, onde M representa o valor da magnetização para o tempo $t=0$:

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-t/T_1} \right)$$

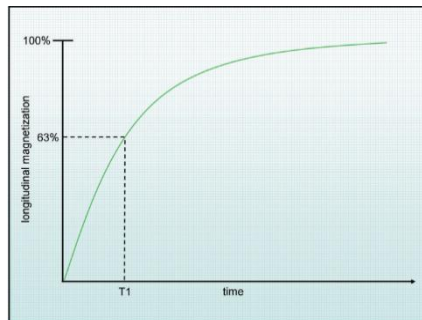


Figura 17 - Recuperação da Magnetização Longitudinal [30].

O tempo de relaxação T2, também designado por relaxação *spin-spin* ou tempo de relaxação transversal, corresponde ao tempo que os spins demoram a perder 37 % da magnetização transversal original.

O decaimento da magnetização no plano transversal pode ser descrito matematicamente pela equação:

$$M_{xy}(t) = M_0 \left(e^{-t/T_2} \right)$$

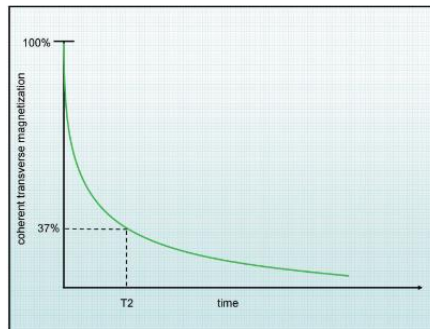


Figura 18 - Decaimento da Magnetização Transversal [30].

O tempos T1 e T2 são dependentes do campo magnético, da temperatura e da composição química da matéria ao qual o átomo esta ligado.

Na água, ou no caso do líquido cefalorraquidiano por exemplo, os núcleos estão relativamente livres e com movimentos rápidos, o que acaba por dificultar a transmissão de energia, e por isso apresenta tempos de relaxamento T1 e T2 muito longos. Noutros tecidos, como o tecido ósseo, a interação *spin-spin* entre os núcleos é reduzida e, por isso, também o tempo de decaimento T2 é curto. O tempo de relaxamento T1, neste caso, apresenta tempos longos, mas muito inferiores relativamente aos tempos de relaxamento da água [30, 31, 34].

Formação da imagem

O processo de obtenção da imagem em RM comporta três operações: seleção de corte, codificação de frequência e codificação de fase. Estas etapas são realizadas através da aplicação dos gradientes de campo magnético ao longo das três direções cartesianas (X,Y e Z) [30, 34].

Gradientes de campo magnético

Para obtenção da imagem em RM é necessário a aplicação de gradientes em três direções, existindo, então, como já referido anteriormente, três bobines de gradientes de campo que irão produzir uma pequena variação no campo magnético o mais linear possível numa dada direção. Cada um dos gradientes é utilizado para efetuar a seleção de corte ou para efetuar a codificação da fase ou da frequência, dependendo da orientação dos cortes pretendidos (coronal, axial, sagital ou oblíquos) [30, 34].

Seleção de corte

Numa sequência de imagens em RM um dos passos iniciais é direcionar os pulsos de RF para uma determinada zona do espaço, utilizando pulsos de excitação seletivos, em conjunto com a aplicação do gradiente de seleção de corte.

A orientação do corte é determinada pela direção do gradiente, ou seja, o plano de exame selecionado (axial, sagital, coronal ou oblíquo) determina qual dos três gradientes executa a seleção dos cortes.

A amplitude do gradiente, em conjunto com algumas características do pulso de RF, determinam a espessura do corte e a sua posição [30, 34].

Codificação de fase

Após a aplicação de gradiente de seleção de corte, os núcleos do corte selecionado passam a precessar com a mesma frequência e em fase. O gradiente de codificação de fase aplicado é perpendicular ao gradiente de seleção de corte e, ao ser

acionado (Figura 19), produz uma variação de campo, alterando a frequência de precessão e, conseqüentemente, a respetiva fase ao longo do eixo em que foi aplicado. Assim, um dos eixos do corte fica mapeado com a fase. O gradiente de codificação de fase é acionado n vezes, tantas quanto as leituras necessárias ao preenchimento do espaço k [30, 34].

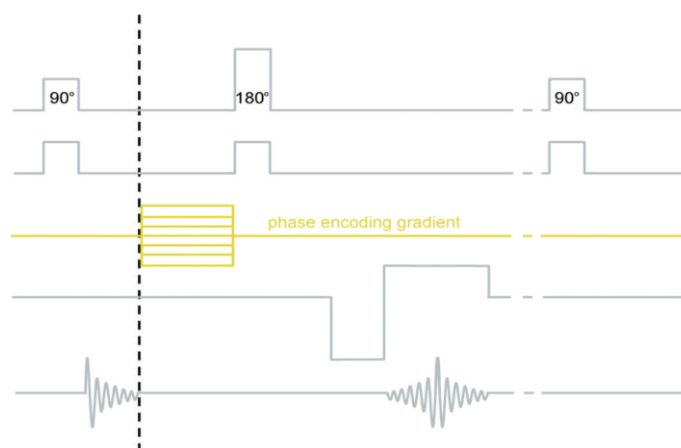


Figura 19 - Aplicação do gradiente de codificação de fase [30].

Codificação de frequência

Admitindo que o gradiente de seleção de corte foi aplicado ao longo do eixo Z e a codificação de fase ao longo do eixo Y, será aplicado o gradiente de codificação de frequência ao longo do eixo X. O gradiente de codificação de frequência irá alterar a potência do campo magnético e, portanto, a frequência de precessão dos núcleos, obtendo-se um sinal composto pelas diversas frequências de precessão ao longo do campo que deu origem ao gradiente de codificação de frequência. A leitura do sinal produzido faz-se durante a aplicação deste gradiente (Figura 20), podendo ser designado também por gradiente de leitura [30, 34].

A direção da codificação de frequência pode ser selecionado de forma a codificar o sinal segundo o eixo longo da anatomia. No entanto, no plano axial tem que se ter atenção, porque os gradientes utilizados para codificação de frequência e de fase para a cabeça e para o corpo são diferentes.

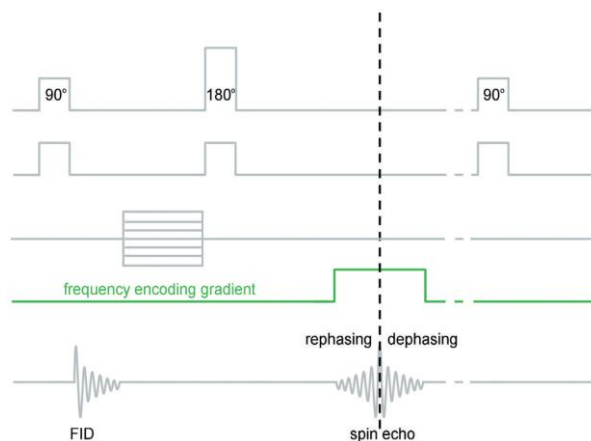


Figura 20 - Aplicação do gradiente de codificação de frequência [30].

A Tabela 1 resume a ação de cada um dos gradientes tendo em conta a orientação de corte pretendida.

Tabela 1 – Gradientes utilizados para cada um dos planos ortogonais [30].

	Seleção de Corte	Codificação de Fase	Codificação de Frequência
Axial (crânio)	Z	X	Y
Axial (corpo)	Z	Y	X
Sagital	X	Y	Z
Coronal	Y	X	Z

Sequências de Pulso

O conhecimento das sequências de pulso é de extrema importância para quem trabalha em RM. A forma como os pulsos de RF e os gradientes são aplicados controlam o sinal de RM e afetam as características das imagens obtidas.

Para uma melhor compreensão dos diagramas de sequências de pulso é importante descrever alguns parâmetros importantes, como o tempo de repetição (TR) e o tempo de eco (TE). O TR é o intervalo de tempo que decorre entre a aplicação de dois pulsos consecutivos de radiofrequência. O TE é o intervalo de tempo entre a aplicação de um pulso de RF e a sua medição, momento em que o sinal recebido apresentará a sua maior amplitude [30].

As sequências de pulso utilizadas em RM podem ser divididas em dois grandes grupos: Sequências Spin Eco (SE) e Sequências Gradiente Eco (GRE) ou Eco de Gradiente. A partir destas duas sequências serão criadas outras sequencias que também são usadas em RM [30].

Sequência Spin Eco

A sequência SE (Figura 21) é uma das mais utilizadas em RM. Nesta sequência é aplicado um pulso de RF de 90° , seguido de um ou mais pulsos de refasamento de 180° . Após o pulso de refasamento observa-se uma recuperação do sinal da RM devido à recuperação de fase dos spins. A ponderação na imagem é controlada pelos valores de TR e TE [30, 34].

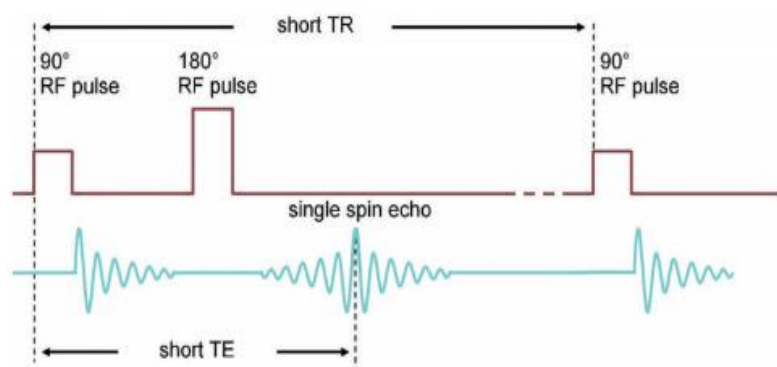


Figura 21 - Sequência Spin Eco [30].

Sequência Gradiente Eco

As sequências GRE (Figura 22), ao contrário das SE, não utilizam um pulso de 180° para refasar os spins. Após um pulso de RF é aplicado um gradiente de campo magnético que irá provocar o desfasamento dos spins, ou seja, as suas posições relativas alteram-se de acordo com a duração e direção do gradiente aplicado. Posteriormente é aplicado um segundo pulso de gradiente, permitindo o refasamento dos spins que irá produzir um eco, denominado por eco de gradiente ou gradiente eco (GRE) [30, 34].

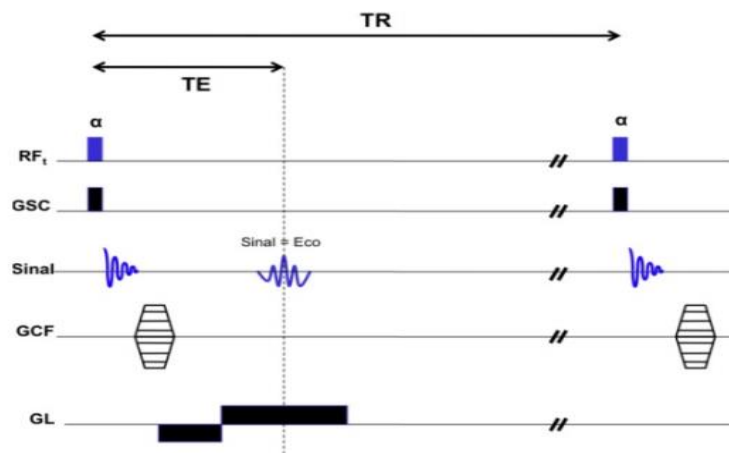


Figura 22 - Sequência Gradiente Eco [31] .

2.4.3 Artefactos em RM

A RM é um meio de diagnóstico que, tal como as outras modalidades imagiológicas, está sujeita ao aparecimento de alguns artefactos que degradam a qualidade das imagens. É necessário conhecer as causas desses artefactos para que estes possam ser corrigidos. Alguns desses artefactos podem ser evitados, outros apenas poderão ser minimizados. Como exemplo de alguns artefactos que surgem com alguma frequência nas imagens de RM pode-se referir: o *aliasing* (enrolamento), desvio químico, artefactos de movimento, artefactos de suscetibilidade magnética, entre muitos outros [30, 36].

No âmbito deste trabalho abordar-se-ão particularmente os artefactos de suscetibilidade magnética, um dos principais artefactos causados pela presença de implantes cirúrgicos (e.g. cabeça do fémur de prótese da anca) que condicionam a qualidade de imagem.

Suscetibilidade magnética e artefactos de suscetibilidade magnética

A suscetibilidade magnética é a capacidade de um material se magnetizar quando exposto a um campo magnético externo. Toda a matéria, incluindo os tecidos do corpo humano e os materiais implantados, apresenta diferentes graus de suscetibilidade magnética [37, 38].

O grau de magnetização dos materiais pode quantificar-se por um parâmetro designado por suscetibilidade magnética (χ). Dependendo da natureza da sua resposta a um campo magnético, o material pode ser classificado como diamagnético, paramagnético ou ferromagnético. O material diamagnético, cujo $\chi < 0$, apresenta uma atração pelos campos magnéticos praticamente nula. O material paramagnético que tem um valor de $\chi > 0$, mas pequeno, tem uma atração pelos campos magnéticos superior, no entanto esta ainda é muito fraca. Os objetos ferromagnéticos apresentam uma suscetibilidade magnética muito elevada ($\chi > 0$) tendo, por isso, uma forte atração [30, 37].

Na Tabela 2 são apresentados os valores da suscetibilidade magnética (χ), reportados na literatura, de alguns materiais, sendo alguns destes valores relevantes para este estudo [38–41].

Tabela 2- Suscetibilidade Magnética de alguns materiais.

Material	Suscetibilidade Magnética ($\chi/10^{-6}$)
Carbono (Diamante)[39]	-21.8
Alumina (Al_2O_3)[39]	-18.1
Tecido humano[39]	$\sim[-11; -7]$
Cobre[39]	-9.63
Água (37° C)[39]	-9.05
Óleo vegetal[40]*	~-9.05
Nitreto silício(Si_3N_4) [39]	~-9
Zircónia (ZrO_2) [39]	-8,3
Ar [39]	0.36
Zircónio [41]	120
Titânio [39]	182
Nióbio[39]	237
Cobalto-Crómio [38]	805.5

*De acordo com o referido num trabalho realizado por Rochefort et al assumiu-se a suscetibilidade magnética do óleo vegetal semelhante à da água [40].

A colocação de implantes cirúrgicos é bastante comum em medicina, nomeadamente na área da ortopedia, como já foi referido anteriormente. As características destes materiais são, normalmente, uma das principais causas de artefactos de suscetibilidade magnética aquando da realização de exames de RM.

Os artefactos de suscetibilidade magnética ocorrem como consequência de pequenas variações na intensidade do campo magnético na interface de substâncias com diferentes graus de magnetização. A diferença de suscetibilidade magnética entre os tecidos do corpo humano e um material cirúrgico implantado é superior àquela que acontece naturalmente entre outros tecidos (e.g. interface ar/tecido). Esta grande diferença provoca falta de homogeneidade de B_0 , produzindo perda de sinal a partir do objeto e distorção geométrica (Figura 23). O artefacto de suscetibilidade magnética

é observado em imagens de RM como áreas escuras ou claras, causadas por perda ou excesso do sinal respetivamente [30, 33, 36].

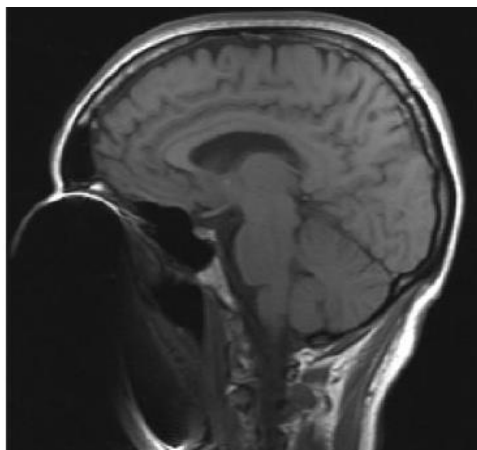


Figura 23 - Artefacto de suscetibilidade magnética provocado pela presença de implantes dentários [36].

Estes artefactos, resultantes da presença de objetos metálicos implantados, não podem ser eliminados mas podem, no entanto, ser minimizados em maior ou menor grau. Para tal é fundamental perceber quais são os fatores ou parâmetros que podem ser manipulados no sentido de se melhorar a qualidade de imagem e, conseqüentemente, o diagnóstico. Alguns desses fatores dependem do próprio objeto/implante, outros estão relacionados com o próprio equipamento ou com os parâmetros de aquisição [42]. Sendo o técnico de Imagem Médica o responsável pela aquisição de imagens é importante que este conheça estes fatores e utilize estratégias adequadas com vista à sua minimização.

Vários estudos têm demonstrado que estes artefactos dependem de características específicas do próprio objeto, como sejam a sua densidade e composição química, dimensão, forma e da própria orientação do eixo longo do objeto em relação ao eixo de codificação da frequência [11, 37, 42]. A densidade do metal presente no objeto relaciona-se linearmente com a magnitude do artefacto [38, 42].

A intensidade do campo magnético é um fator relevante, uma vez que o ferromagnetismo aumenta linearmente com a intensidade de campo. Vários autores têm demonstrado que os resultados obtidos a 3T, quando comparados com os obtidos a 1,5T, apresentam uma maior suscetibilidade magnética [11, 38, 43, 44]. No que diz

respeito às sequências de pulso, sabe-se que os efeitos resultantes da falta de homogeneidade local são, de certa forma, reduzidos com a utilização de sequências SE e, particularmente, nas sequências TSE, quando comparadas com as sequências gradiente eco. Nas sequências TSE a presença de múltiplos pulsos de refocalização de 180° permite encurtar o espaçamento entre ecos (muito mais pequeno que o TE efetivo), encurtando o tempo permitido para desfasamento, minimizando os artefactos [2, 42].

A dimensão do voxel que é determinada pelo FOV, matriz e espessura de corte é outro fator importante a considerar. O aumento da largura de banda permite, também, minimizar os artefactos, uma vez que utilizam gradientes de codificação de frequência mais fortes. No contexto de avaliação músculo-esquelética são frequentemente utilizadas técnicas de supressão da gordura (saturação espectral da gordura). A presença de implantes metálicos induz perda de homogeneidade, o que pode resultar numa inefetiva supressão da gordura. Nesta situação será mais útil a utilização de sequências de Inversão de Recuperação (e.g., STIR- *Short Time Inversion Recovery*) uma vez que apresentam uma menor suscetibilidade à falta da homogeneidade do campo magnético [2, 42].

Assim, na realização de RM na presença de próteses ou implantes dever-se-á, sempre que possível:

- utilizar sequências SE ou TSE;
- escolher orientação adequada do gradiente de codificação de frequência;
- diminuir o TE;
- alinhar o eixo longo do objeto ferromagnético paralelamente à orientação do campo magnético principal;
- reduzir a espessura de corte e aumentar o número de passos de codificação da frequência (melhor resolução espacial na direção de codificação de frequência) o que permitirá uma redução moderada da dimensão do objeto;
- aumentar a largura de banda do recetor;

Recentemente, têm vindo a ser implementadas algumas técnicas de aquisição em RM que visam minimizar ou eliminar os artefactos provocados pelos implantes ortopédicos. Algumas destas técnicas são modificações de sequências, que de forma genérica se podem chamar MARS (*Metal Artifact Reduction Sequences*). Por exemplo, há variações de sequências SE que utilizam técnicas VAT (*View Angle Tiltling*) ou SEMAC (*Slice Encoding for Metal Artifact Reduction*). No entanto, a maior parte dos equipamentos não têm ainda estas técnicas disponíveis para aplicação clínica. Estas técnicas conduzem, muitas vezes, à ocorrência de *blurring* com degradação da resolução espacial [2, 45, 46].

Como referido, anteriormente, os artefactos de suscetibilidade magnética dependem de vários fatores, como por exemplo da composição do material ou dos parâmetros de aquisição.

Lee et al [42] realizaram um trabalho que tinha como objetivo demonstrar técnicas para minimizar os artefactos de suscetibilidade magnética causados por implantes metálicos. Nas Figuras 24 a 29, retiradas desse trabalho, pode-se visualizar como a qualidade da imagem se altera tendo em conta a composição, tamanho e posição do material, os parâmetros de aquisição utilizados, o tipo sequência de aquisição e a intensidade do campo magnético.

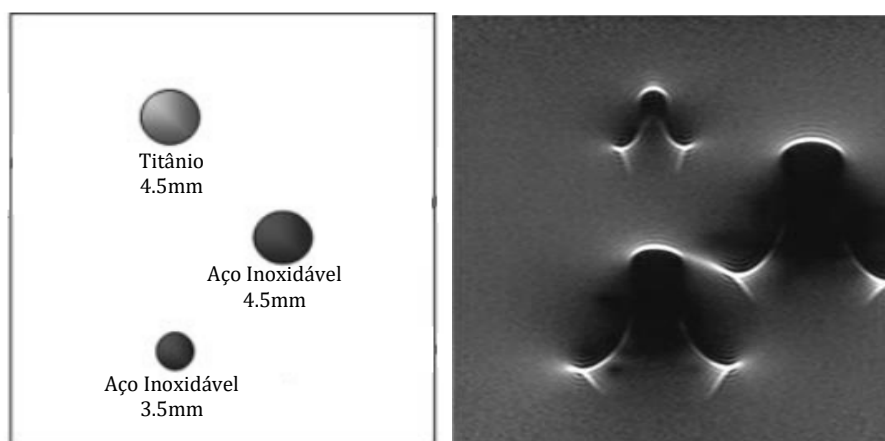


Figura 24 - No lado esquerdo observa-se o esquema que mostra a posição de um parafuso de titânio (diâmetro de 4,5 mm) e dois de aço inoxidável (diâmetros, 3,5 mm e 4,5 mm) num fantoma. No lado direito visualiza-se uma imagem obtida com uma sequência Axial SE dos parafusos referidos anteriormente. O parafuso de titânio produz um artefacto menor comparativamente ao de aço inoxidável. Adaptado de [42].

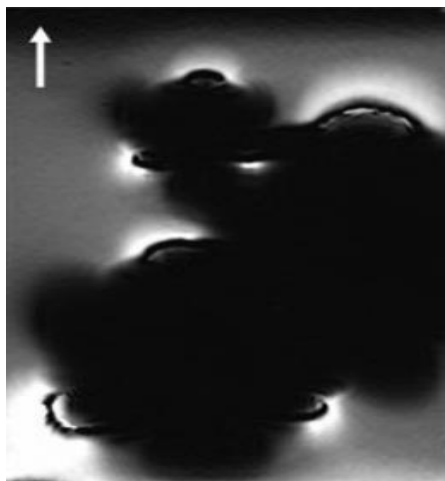


Figura 25 - Imagens obtidas com uma sequência Axial GRE, correspondentes aos parafusos demonstrados no esquema da Figura 25. Observa-se um aumento do artefato com a utilização da sequência GRE [42].

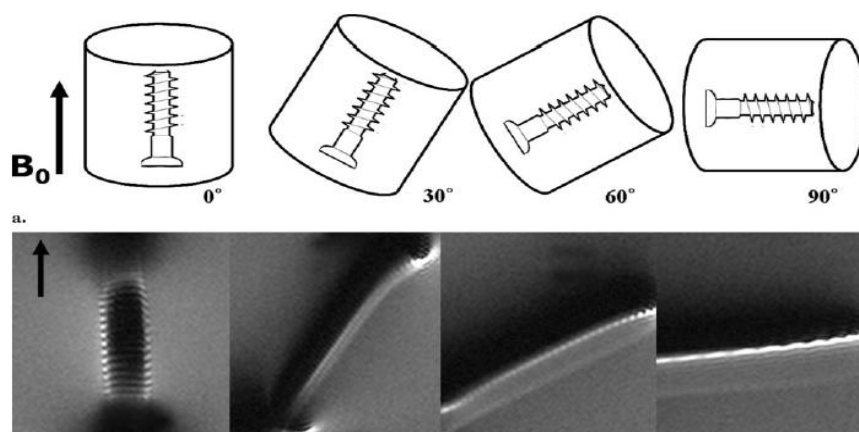


Figura 26 - Artefacto provocado por um parafuso tendo em conta a sua posição relativamente ao campo magnético principal (B_0). O artefacto é menor quando o parafuso se encontra paralelo ao B_0 [42].

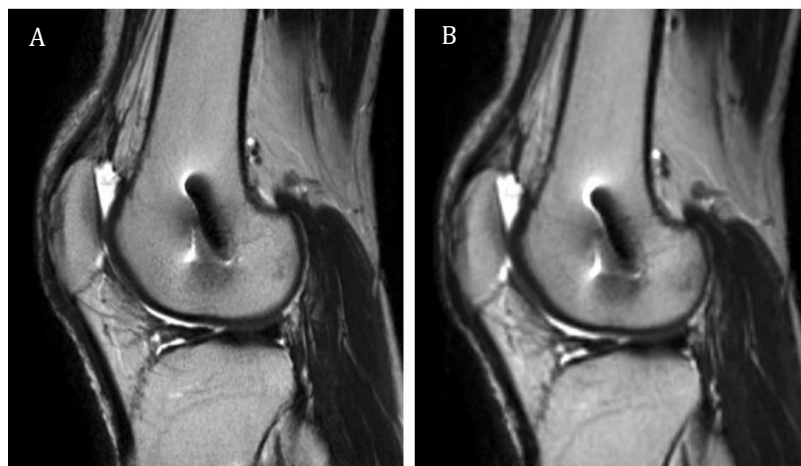


Figura 27 - Comparação de imagens obtidas com FOV diferente. Imagem A com um FOV de 14 cm e imagem B com um FOV de 24 cm. A imagem A, com o FOV menor, apresenta um artefacto mais reduzido [42].

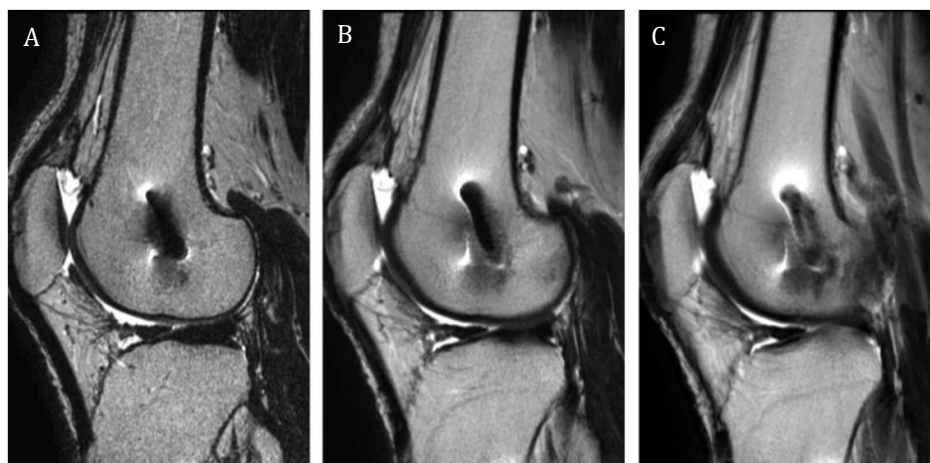


Figura 28 - Imagens obtidas com uma Sequência Spin-Eco, mas com espessura de corte diferente: de 1mm (A), 4mm (B) e 7mm (C). Quanto maior a espessura de corte maior é o artefacto [42].

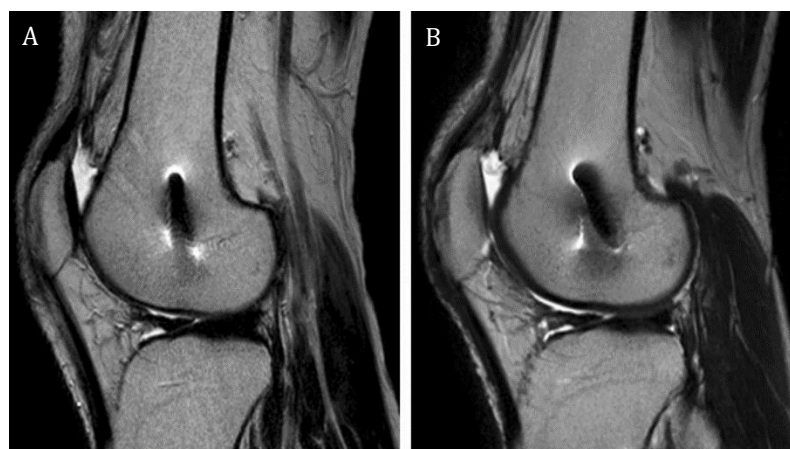


Figura 29 - Imagens obtidas com os mesmos parâmetros, mas em campos magnéticos com diferente intensidade. Imagem A obtida em 1,5T; imagem B em 3T. O artefacto é menor na imagem obtida com o campo magnético de menor intensidade [42].

Nas Figuras 30 e 31, observam-se mais exemplos de como a qualidade da imagem se altera consoante os parâmetros de aquisição utilizados. Nas figuras 32 e 33, visualiza-se como o uso de técnicas de aquisição avançadas podem melhorar a qualidade da imagem.

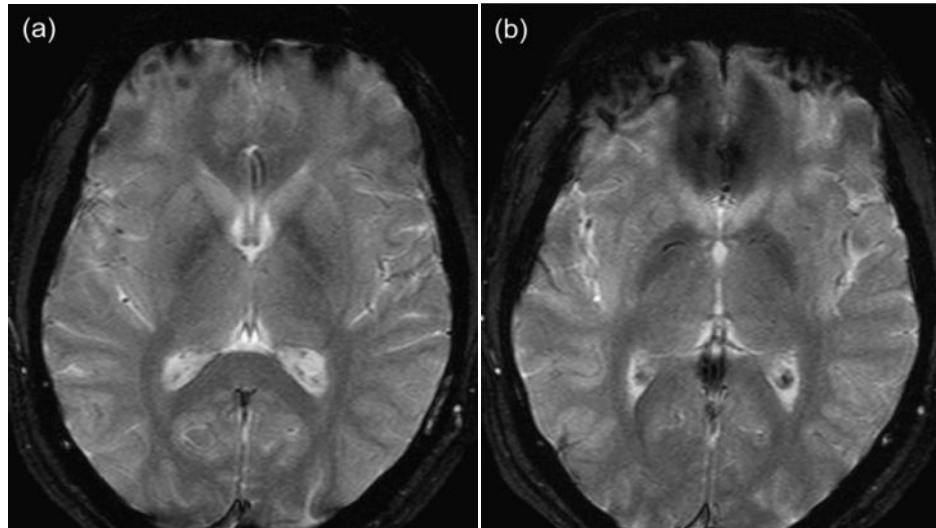


Figura 30 - Imagem Axial do crânio obtida com uma sequência GRE. A imagem **a** foi adquirida com um TE de 15ms; a imagem **b** foi adquirida com um TE de 30ms. Verifica-se que há um aumento do artefacto quando o TE é duplicado [37].

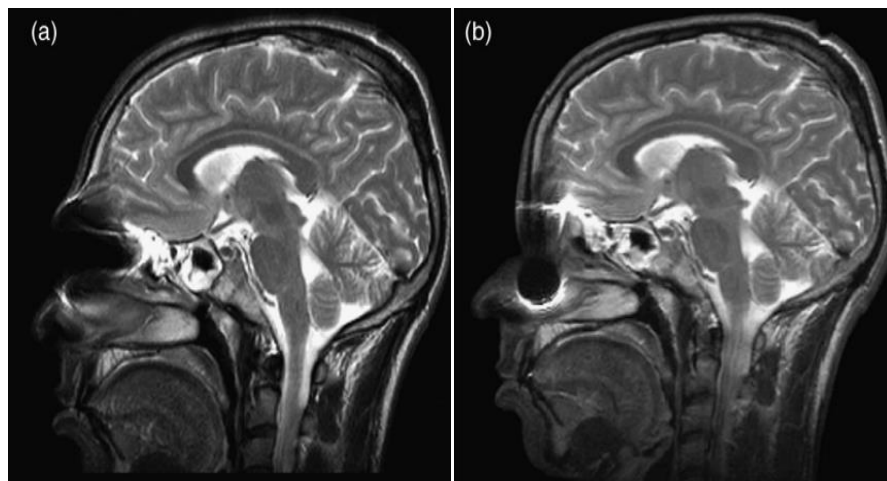


Figura 31 - Imagem **(a)** obtida com uma sequência Sagital T2 TSE com a codificação de fase anterior-posterior (A-P); Imagem **(b)** obtida com uma sequência Sagital T2 TSE mas com a codificação de fase Head-Feet (H-F). Quando a codificação de fase é alterada a direção do artefacto também se altera [37].

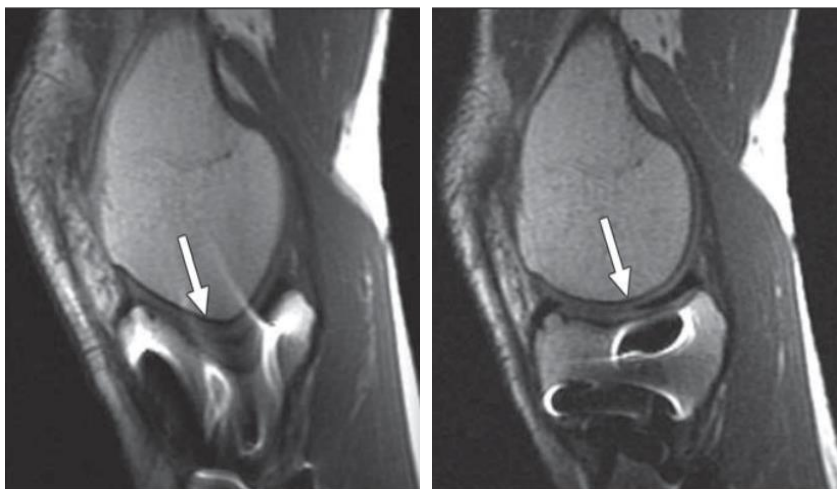


Figura 32 - Imagem sagital do Joelho de um doente com parafusos na tíbia. Imagem do lado esquerdo adquirida com sequência SE; imagem do lado direito adquirida com utilização da técnica VAT. Verifica-se que com a utilização da técnica VAT há uma menor distorção na imagem [2].

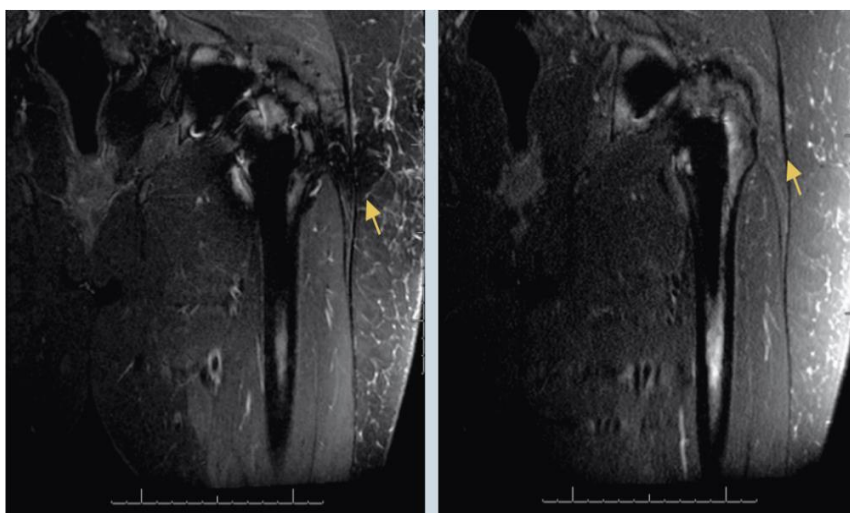


Figura 33- Imagem coronal da anca com PTA adquirida com sequência STIR. A imagem do lado esquerdo foi obtida com uma técnica de rotina STIR; a imagem do lado direito foi obtida com aplicação da técnica SEMAC. Com a aplicação da técnica SEMAC observa-se uma melhoria na qualidade da imagem [45].

Na revisão efetuada encontramos alguns estudos com características semelhantes ao nosso e que de forma breve descrevemos de seguida.

Como exemplo, o estudo de Panfili et al [11] cujo objetivo era comparar os artefactos produzidos por diferentes tipos de próteses em imagens de RM. Para tal, seleccionaram três próteses da anca de diferentes materiais, duas compostas por ligas metálicas e outra por materiais cerâmicos e haste metálica. As próteses foram

inseridas, uma de cada vez, no interior de uma melancia e foram avaliadas em dois equipamentos de RM de diferente intensidade (1T e 1,5T). Para aquisição de imagens foram utilizadas sequências SE e GRE. Concluiu-se, neste estudo, que a prótese da anca produzida com componentes metálicos apresenta uma maior suscetibilidade magnética do que a dos componentes cerâmicos (Figura 34), demonstrando que a composição dos implantes é determinante na qualidade das imagens obtidas em RM [11].

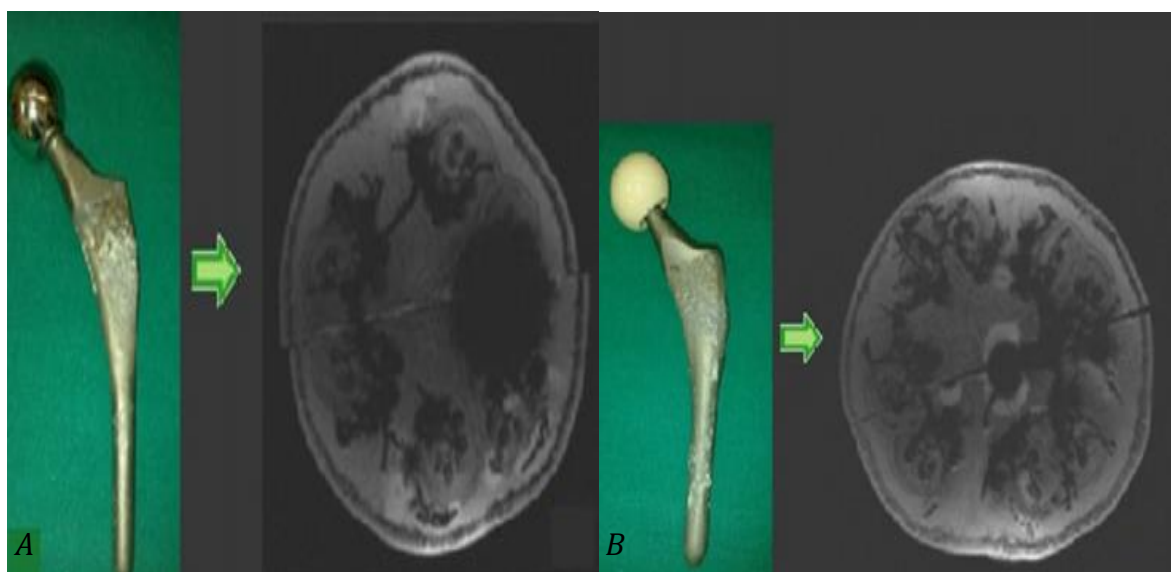


Figura 34 - Na imagem A visualiza-se uma aquisição Axial GRE de uma cabeça de CoCr. Na imagem B visualiza-se uma aquisição Axial GRE de uma cabeça cerâmica [11].

Imai e colaboradores [38] realizariam um trabalho cujo objetivo foi efetuar a quantificação tridimensional de artefactos de suscetibilidade magnética de vários metais em imagens de RM, fazendo posteriormente uma correlação entre a suscetibilidade magnética dos diferentes materiais e o volume do artefacto. Para a realização deste trabalho cada um dos metais avaliados foi colocado num fantoma em que o meio envolvente foi uma solução de gel de agarose com níquel. Posteriormente, obtiveram-se imagens dos diferentes metais em dois equipamentos de RM, um de 1,5 T e outro de 3T sendo utilizadas sequências SE e GRE. Após a aquisição das imagens obtiveram-se representações 3D e calculou-se o volume do artefacto dos vários metais

(Figura 35). Verificou-se, no final deste trabalho, que o volume do artefacto, dos metais avaliados, diminui com a diminuição da suscetibilidade magnética [38].

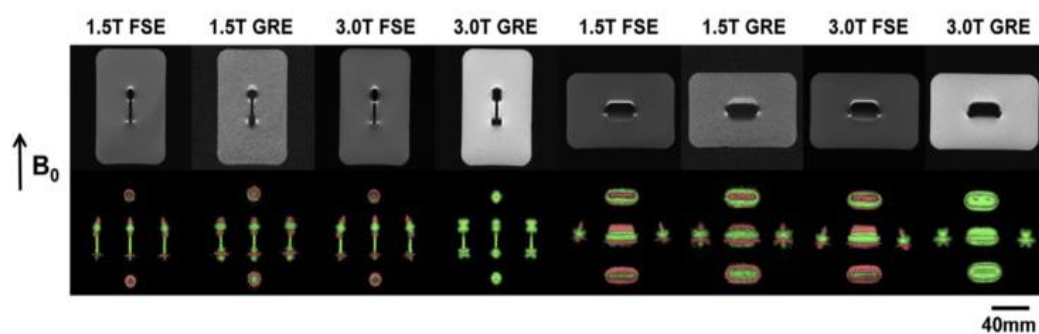


Figura 35 - Visualizam-se as imagens obtidas nos dois campos magnéticos (1,5T e 3T) e com diferentes sequências (SE e GRE), para um dos materiais avaliados (titânio), com as reconstruções 3D correspondentes [38].

2.4.4 Segurança em RM

A RM é uma modalidade imagiológica que não usa radiações ionizantes, permitindo que haja uma maior segurança para os pacientes, não havendo, até à data, conhecimento de efeitos biológicas graves provocadas pela exposição aos campos magnéticos utilizados (pelo menos até 8T). No entanto, existem alguns riscos associados à realização de exames de RM que já causaram alguns acidentes graves envolvendo pacientes e trabalhadores [30, 36].

O acesso a uma sala de RM deve ser sempre controlado, uma vez que a maioria dos acidentes estão relacionados com o campo magnético estático e são causados pela atração de objetos metálicos. É necessário, então, ter atenção para que o material que entra numa sala de RM não tenha propriedades magnéticas que levem à atração do mesmo. Alguns dos acidentes relatados envolveram objetos como aspiradores, botijas de oxigénio e camas hospitalares (Figura 36).



Figura 36 - Cama hospitalar atraída pelo equipamento de RM. Fonte: www.simplyphysics.com/flying_objects.

Para que o paciente não corra o risco de sofrer qualquer tipo de acidente relacionado com a exposição aos campos magnéticos e radiofrequências, é realizado um questionário antes da realização de qualquer exame de RM, onde é obtida informação, nomeadamente acerca da presença de implantes cirúrgicos que possam apresentar características incompatíveis com a RM.

Na porta de entrada da sala de RM deve existir sempre sinalização que permita identificar os riscos e limitem a entrada de pessoas com pacemaker e outros implantes proibidos (Figura 37).



Figura 37 - Sinalização utilizada na porta da sala de RM no ICNAS.

A maioria dos implantes cirúrgicos utilizados atualmente na área da ortopedia, como as próteses da anca, apresentam características que permitem a realização de exames de RM em segurança [43].

No tocante às questões de segurança é importante referir, também, o aquecimento dos tecidos devido a absorção dos pulsos de RF, sendo necessário monitorizar a absorção tecidual da RF. Esta é medida através da taxa de absorção específica (*Specific Absorption Rate- SAR*). O SAR é definido como a potência de RF absorvida por unidade de massa tecido (em Watts/Kg) e está associado com o possível aumento de temperatura corporal do paciente na realização de um estudo de RM [30, 36].

3. Material e Métodos

Neste capítulo descrevem-se todos os procedimentos seguidos no presente trabalho. Apresentam-se os materiais analisados (cabeça de prótese da anca), o equipamento experimental utilizado (fantoma para colocação do material em estudo), os equipamentos de RM, bem como as sequências e parâmetros aplicados na aquisição das imagens. Por fim, descrevem-se, de forma resumida, as técnicas e programas utilizados para o processamento das imagens e quantificação do volume dos artefactos dos diferentes materiais.

Tendo como objetivo a avaliação imagiológica em RM do novo material, cerâmicos de Nitreto de Silício (Si_3N_4) revestidos por diamante nanocristalino obtido por deposição química em fase vapor (*Chemical Vapor Deposition-CVD*), foram adquiridas imagens de diferentes amostras de cabeças de próteses da anca, de modo a avaliar comparativamente a qualidade das imagens obtidas, nomeadamente no que se refere ao aparecimento de artefactos de suscetibilidade magnética causados pela presença do implante.

Dada a natureza deste estudo (com fantoma) não tendo envolvido seres humanos ou animais, não foram necessários pedidos de autorização à Comissão de Ética. Foi solicitada, às instituições envolvidas no estudo, autorização para a realização do mesmo. Salvaguardou-se que seriam tidas em consideração todas as normas de segurança no setor de RM. Não sendo expectável que houvesse atração de qualquer um dos materiais utilizados, houve o cuidado adicional de colocar cada uma das cabeças no recipiente utilizado, devidamente fechado, antes de se avançar para os testes.

Este estudo não teve qualquer tipo de financiamento sendo os custos de deslocação e materiais suportados pelo próprio. Não houve qualquer tipo de pagamento pelas aquisições das imagens nas instituições. As cabeças de Cobalto-Crómio (CC), *Zirconia-Toughened Alumina* (ZTA), Nitreto de Silício (NS) e Nitreto de Silício revestido com filme de nanodiamante (NSD) foram cedidas pelo CICECO e a cabeça de Oxinium (OX) emprestada pelo laboratório que a comercializa (*Smith & Nephew*).

3.1 Materiais Analisados

Para a realização deste trabalho foram utilizadas diferentes amostras de cabeças de próteses da anca. As cabeças de fêmur analisados foram: Cobalto-Crômio (CC), Oxinium (OX), *Zirconia-Toughened Alumina* (ZTA), Nitreto de Silício (NS) e Nitreto de Silício revestido com filme de nanodiamante (NSD). As amostras apresentavam as mesmas características geométricas - são esferas com diâmetro de 28mm (Figura 38).



Figura 38 - Da esquerda para a direita: cabeça de Cobalto-Crômio, Oxinium, *Zirconia-Toughened Alumina*, Nitreto de Silício e Nitreto de Silício revestido com filme de nanodiamante.

Como referido anteriormente, o principal objetivo do presente trabalho é o estudo imagiológico do novo material (NSD), realizado pela primeira vez em RM. Num estudo anterior, este já tinha sido caracterizado imagiologicamente em TC, onde foram utilizadas amostras que se encontram no mercado como termo de comparação, tal como acontece neste trabalho [12].

A avaliação de artefactos causados por próteses da anca de diferentes materiais já foi realizada em alguns estudos [11]. No entanto, a cabeça de Oxinium ainda não apresenta na literatura qualquer estudo no que respeita à avaliação dos artefactos provocados em RM.

Sendo o NSD um possível candidato à utilização em próteses articulares, nomeadamente na cabeça do fêmur da prótese da anca, será descrito, de seguida, as características e os passos para a produção da amostra utilizada na aquisição de imagens em RM para este estudo.

Desenho da esfera

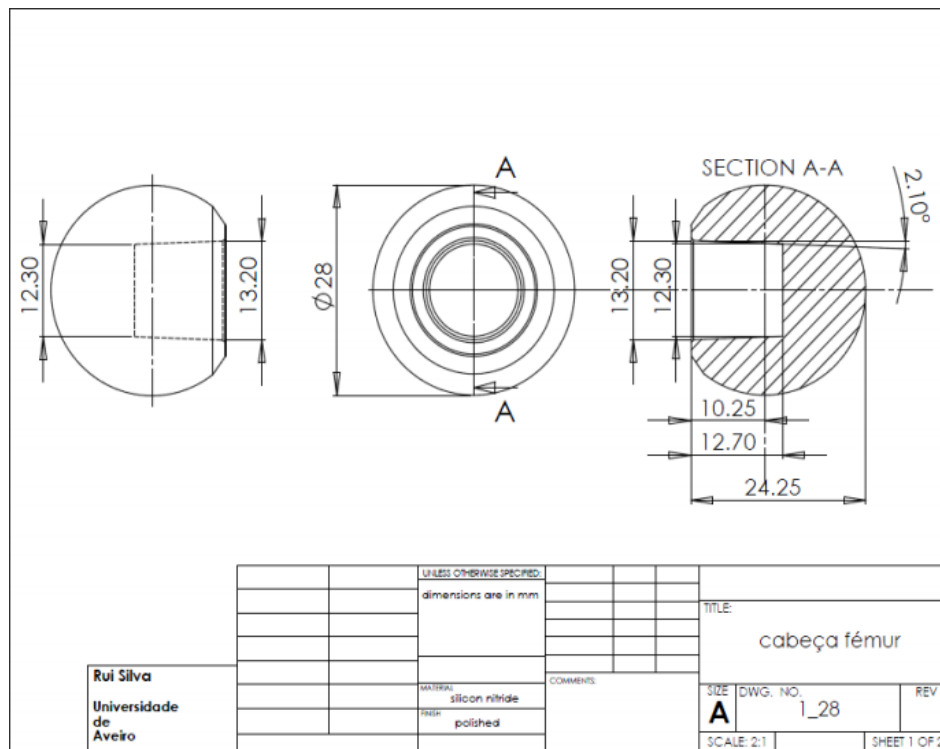


Figura 39 - Representação esquemática com as respetivas medidas da esfera de Nitreto de Silício revestida com diamante [12].

Produção da amostra

Para produzir a cabeça do fémur constituída pelo Nitreto de Silício revestido com Nanodiamante, realizaram-se os seguintes passos [5]:

1.º passo - Matéria-prima: pó atomizado de Nitreto de Silício com aditivos (Óxido de Ítrio, Óxido de Alumínio e ligante orgânico), referência Premix Grade M, adequado para maquinagem em verde;

2.º passo – Conformação:

2.1 - Prensagem uniaxial a 160MPa de cilindros com 40mm de diâmetro e 33mm de espessura;

2.2 - Maquinagem em verde em torno CNC para a forma final e dimensões adequadas, assumindo uma constante de retração verde-sinterizado de 1.225;

3.º passo - Remoção de ligante orgânico a 600°C durante 4h (taxas de aquecimento e arrefecimento de 2°C/min);

4.º passo - Sinterização sem pressão a 1750°C durante 180min em atmosfera de Azoto, dentro de cadinho de grafite e envoltas numa cama de 50% de $\text{Si}_3\text{N}_4 + \text{Y}_2\text{O}_3 + \text{Al}_2\text{O}_3$ e 50% de BN num forno de elementos de grafite

Ciclo térmico e de azoto

- 10°C/min até 1200°C, sob vácuo;
- 5°C/min até 1750°C, sob atmosfera de N_2 ;
- 180min a 1750°C, sob atmosfera de N_2 ;
- 5°C/min até Temperatura ambiente, sob atmosfera de N_2 ;

5.º passo - Retificação do sinterizado em equipamento CNC para obtenção da forma final;

6.º passo - Polimento final manual;

7.º passo - Preparação para revestimento: 1h em banho de ultra-sons numa suspensão de pó de diamante (6nm tamanho de grão) e Etanol, seguido de limpeza em Etanol e ultra-sons durante 5 min;

8.º passo- Deposição de diamante efetuada num reator de CVD ativado por filamento quente (HFCVD). Condições de deposição:

- 98% H_2 +2% CH_4 ;
- pressão: 25mbar;
- fluxo gasoso: 100 ml/min;
- intensidade de corrente: 66A para 8 filamentos de tungsténio horizontais;
- tempo de deposição: 6h.

3.2 Equipamento experimental

Para a realização dos testes com RM no contexto do estudo foi utilizada uma estrutura desenvolvida anteriormente para outro trabalho (Figura 40 e 41), que tinha como objetivo a avaliação de diferentes cabeças de próteses da anca em TC [12].

A estrutura referida consiste nos seguintes componentes :

- Recipiente de plástico de 27,5 cm de largura, 38,5 cm de comprimento e 17,5 cm de altura;
- Hastes em *teflon* para suporte das amostras, de modo a garantir o mesmo posicionamento para cada amostra; Foi necessário usar duas hastes distintas (A e B), devido aos encaixes de algumas cabeças serem ligeiramente diferentes, mas com o mesmo tamanho;
- Suporte em *teflon* para fixar as hastes com as respectivas amostras de cabeça de fémur, de forma que estas fiquem suspensas, aproximadamente no centro da caixa;

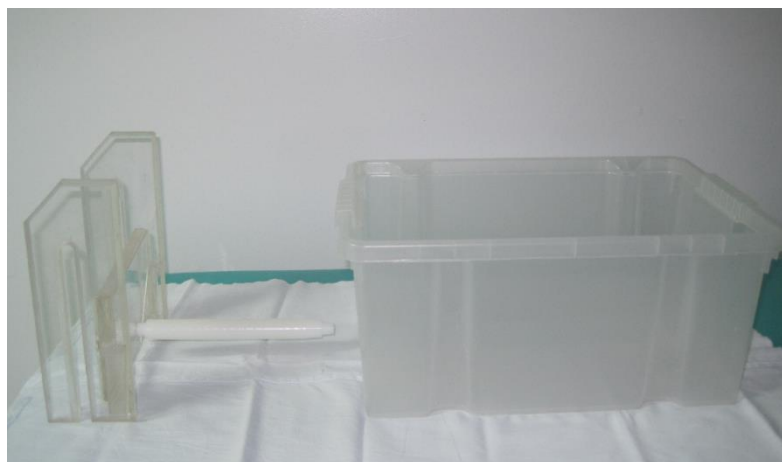


Figura 40 - No lado esquerdo da imagem observa-se o suporte de teflon com uma haste fixada. Do lado direito visualiza-se o recipiente de plástico utilizado.

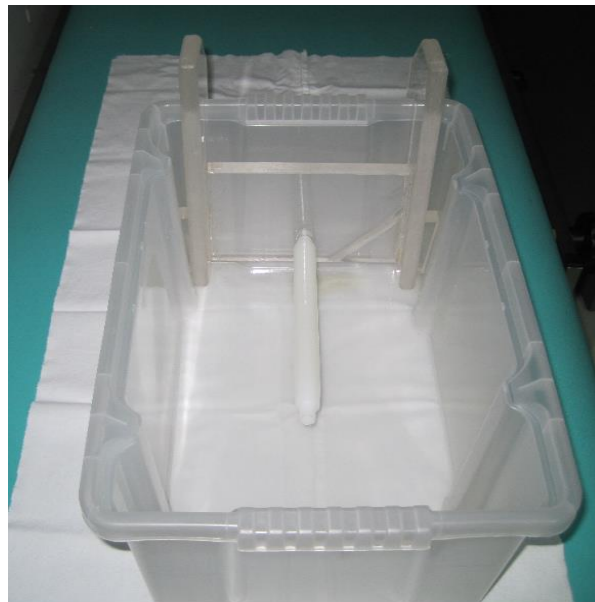


Figura 41 - Recipiente com respetivo suporte onde está uma haste pronta para a colocação de uma cabeça femoral.

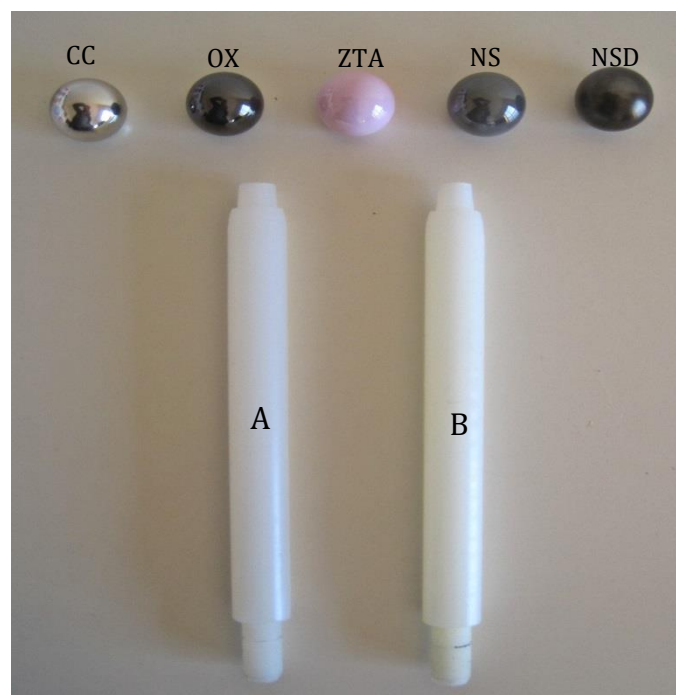


Figura 42 - Cabeças femorais de prótese da anca avaliadas e as respetivas hastes. Haste A – para as cabeças de CC,OX,ZTA ; Haste B – para as cabeças de NS e NSD.

Para avaliar os artefactos de suscetibilidade magnética provocados por diferentes tipos de materiais é necessário colocar o objeto num fantoma para que se possa efetuar a aquisição de imagens. Existem estudos onde foram utilizados, por

exemplo, frutos (melancias, laranjas) ou gordura vegetal [11, 44, 47]. A Sociedade Americana de Testes e Materiais (*American Society for Testing and Materials* - ASTM) recomenda, também, a utilização de outras soluções com sulfato de cobre ou cloreto de níquel [48]. De acordo com a mesma fonte, estas soluções encurtam o tempo de relaxamento T1 mantendo o TR num valor razoável.

Sessões experimentais

Antes das aquisições finais de imagens para este trabalho foi necessário realizar algumas sessões experimentais para determinar a solução/produto (o fantoma) a colocar no recipiente. Foram efetuados testes com: água com gadolínio, iogurte natural, agarose com cloreto de níquel e óleo vegetal. O material em estudo teria que ficar totalmente submerso, qualquer que fosse o fantoma utilizado, permitindo a obtenção de imagens com qualidade, para que se procedesse à posterior avaliação dos artefactos provocados pelos diferentes materiais.

Primeiramente obtiveram-se imagens em que foi colocada água com gadolínio no recipiente, contudo surgiram alguns problemas principalmente devido ao movimento do líquido sempre que era necessário movimentar a mesa. A utilização desta solução líquida obrigaria a um tempo de repouso (antes da aquisição) aproximadamente de meia hora, o que iria provocar um aumento significativo no tempo de aquisição das imagens.

De seguida utilizou-se iogurte natural para preenchimento do recipiente, uma vez que apresentava uma viscosidade maior do que a água, eliminando os problemas de movimento do líquido. Porém, as imagens adquiridas apresentavam bolhas de ar no seu interior, pouca homogeneidade e baixo contraste prejudicando a qualidade destas.

Experimentou-se, tal como no estudo de Imai et al, uma solução de agarose com cloreto de níquel [38]. Foi necessário preparar várias soluções, como a que se pode observar na Figura 43, para obter uma consistência que permitisse retirar e colocar as cabeças de prótese da anca em estudo sempre que necessário. Contudo, e após obter a solução com a consistência pretendida, verificou-se que esta não apresentava as características ideais para a aquisição das imagens, uma vez que também continha bolhas de ar no seu interior.

Por fim, o meio escolhido para o preenchimento do recipiente foi óleo vegetal (utilizado para fins alimentares), uma vez que permitiu obter imagens com intensidade de sinal adequada, boa homogeneidade e contraste, sem presença de artefactos de movimento nem bolhas de ar, problemas esses que tinham surgido com a utilização dos outros fantasmas experimentados.

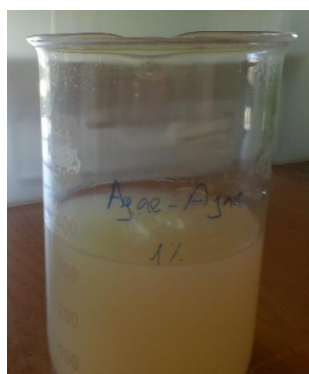


Figura 43 - Solução gelatinosa de agarose com 1% de agár-agár.

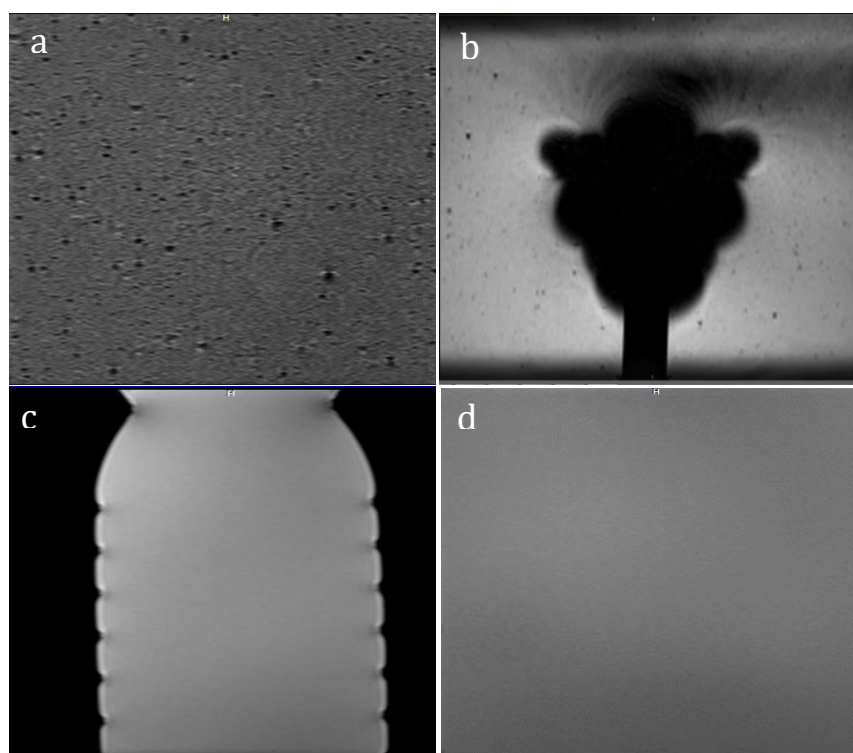


Figura 44 - Imagens obtidas na fase experimental. a) iogurte natural; b) imagem do material em estudo imerso em agarose com cloreto de níquel; c) garrafa com óleo vegetal; d) óleo vegetal no recipiente utilizado.

Equipamento de Ressonância Magnética

A aquisição final das imagens, para o presente estudo, decorreu no período compreendido entre Outubro de 2015 e Janeiro de 2016 em dois locais distintos:

- no sector de RM do Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS), em Coimbra, onde foi utilizado um equipamento com intensidade de campo de 3T (Magnetom TIM TRIO, Siemens, Erlanger, Alemanha), equipado com gradientes de elevada performance (Máxima amplitude - 45 mT/m; *rise time* - 200 μ s; *Slew Rate* - 200 T/m/s; FOV – 50 cm);

- e no sector de RM do Centro de Tomografia Computorizada de Aveiro (CENTAC), com um equipamento 1,5T (Toshiba, Vantage XGV), equipado com gradientes de máxima amplitude- 30 mT/m; *rise time* - 240 μ s; *Slew rate* - 130 T/m/s; FOV - 50 cm. Foi utilizada uma antena de corpo para todas aquisições nos dois equipamentos.

Os testes experimentais foram todos efetuados no equipamento de 3T, tendo as primeiras aquisições de imagens decorrido no campo de 3T. A escolha dos parâmetros (FOV, TR,TE) dos planos para aquisição também decorreram no ICNAS. Nos testes foi utilizado um FOV de 140mm, no sentido de obter melhor resolução espacial. No entanto, ao efetuar o processamento das imagens verificou-se que, no caso da cabeça de CC, o artefacto não era englobado na sua totalidade o que obrigou a um aumento do FOV para 180mm, para todas as cabeças.



Figura 45 - Sala de RM no ICNAS na fase de teste para a aquisição das imagens.



Figura 46 - Sala de RM na CENTAC.

3.3 Metodologias utilizadas para a avaliação das amostras

3.3.1 Aquisição das Imagens

Para a aquisição das imagens finais preparou-se o recipiente com o suporte para as cabeças do fémur encaixadas na respetiva haste. Encheu-se o recipiente com 9 litros de óleo vegetal para que a cabeça da prótese ficasse totalmente submersa. De acordo com a norma F2119 - 07 (Reaprovada em 2013) da ASTM, para garantir uma homogeneidade adequada, o objeto deve estar pelo menos 4cm afastado de cada um dos lados do recipiente que contém a solução em que o implante está submerso [48]. Posteriormente, colocou-se o recipiente numa antena de corpo e procedeu-se ao posicionamento deste dispositivo no centro do equipamento de RM. Esperaram-se 5 minutos para que o óleo ficasse em repouso absoluto de forma a evitar artefactos de movimento.



Figura 47 - Material em estudo pronto para a aquisição de imagens.

Os parâmetros de aquisição utilizados foram os mesmos para todas as cabeças de fêmur da prótese da anca em estudo. A ASTM recomenda a utilização de alguns parâmetros (norma F2119 - 07), descritos na Tabela 3, para a avaliação de artefactos provocados pela presença de implantes, como é o caso de próteses da anca [48] . A escolha dos parâmetros foi baseada nestas normas havendo, no entanto, algumas alterações de forma a adaptar-se aos objetivos pretendidos.

Tabela 3- Parâmetros de aquisição recomendados pela ASTM para avaliação de artefactos, por RM, de implantes passivos de grandes dimensões (e.g. prótese da anca).

Sequência	TR (ms)	TE (ms)	FA	Bandwith	Matriz	Esp. de Corte (EC)
Spin-Eco (SE)	500	20	90°	32 KHz	256x128	5mm
Gradiente-Eco(GRE)	100-500	15	30°	32 KHz	256x128	5mm

Nas Tabelas 4 e 5 estão descritas as sequências, numeradas de 1 a 6, utilizadas em ambos os equipamentos. Para além das aquisições realizadas para a comparação de artefactos dos diferentes materiais (1 a 4), também se realizaram duas aquisições adicionais (5 e 6) para perceber de que forma é que a alteração de alguns parâmetros influenciariam o perfil do artefacto nas imagens obtidas. A range efetuada para as sequências marcadas no plano Coronal incluiu 37 cortes e para as sequências no plano Axial incluiu 19 cortes. O tempo total de aquisição para cada amostra foi de 16:6 minutos no equipamento de 3T e de 23:44 minutos no equipamento de 1,5T.

Tabela 4 - Parâmetros de aquisição utilizados no equipamento de RM de 3T.

Sequência	TA (min.)	TR	TE	FA	BW(Hz/px)	Matrix	FOV (mm)	EC	C.Fase	C.Freq.
1 AX SE	1:58	500	20	90°	233	256x128	180	3 mm	A-P	R-L
2 COR SE	3:57	500	20	90°	233	256x128	180	3 mm	R-L	F-H
3 AX GRE	1:21	500	15	30°	240	256x128	180	3 mm	A-P	R-L
4 COR GRE	3:26	500	15	30°	240	256x128	180	3 mm	R-L	F-H
5 COR GRE	3:26	500	15	30°	240	256x128	180	3mm	F-H	R-L
6 AX SE	1:58	500	10	90°	233	256x128	180	3 mm	A-P	R-L

Tabela 5 - Parâmetros de aquisição utilizados no equipamento de RM de 1,5T.

Sequência		TA(min.)	TR	TE	FA	BW (Hz/px)	Matrix	FOV (mm)	EC	C.Fase	C.Freq.
1	AX SE	2:24	500	20	90º	122	256x128	180	3 mm	A-P	R-L
2	COR SE	5:10	500	20	90º	163	256x128	180	3 mm	R-L	F-H
3	AX GRE	2:58	500	15	30º	122	256x128	180	3 mm	A-P	R-L
4	COR GRE	5:24	500	15	30º	122	256x128	180	3 mm	R-L	F-H
5	COR GRE	5:24	500	15	30º	122	256x128	180	3 mm	F-H	R-L
6	AX SE	2:24	500	10	90º	122	256x128	180	3 mm	A-P	R-L

Antes da aquisição de imagens com as cabeças realizou-se a aquisição de imagens das duas hastes utilizadas (A e B), para verificar a sua posição e para confirmar que apresentavam as mesmas características imagiológicas.

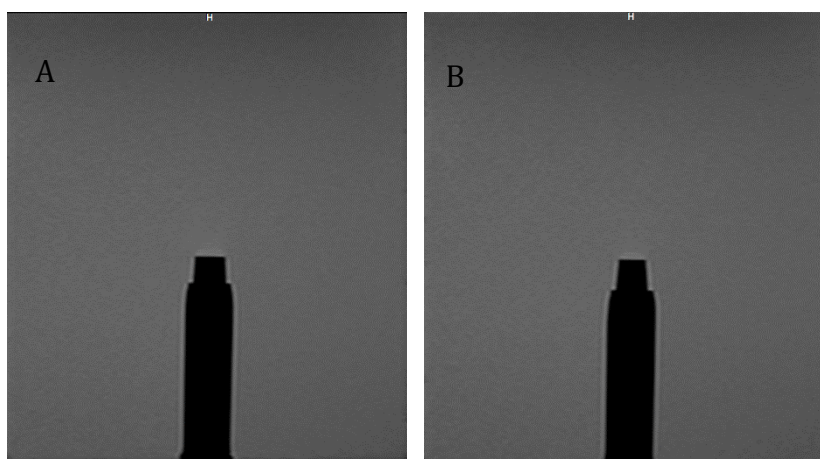


Figura 48 - Imagem da Haste A e B obtidas com uma sequência COR SE a 3T (sequência 2 da Tabela 4).

3.3.2 Análise das Imagens

As imagens obtidas foram analisadas qualitativa (inspeção visual) e quantitativamente. Para visualização foi utilizado o software *Syngo*, onde se pode observar o perfil dos artefactos produzidos pelos diferentes materiais. Para obter os dados quantitativos recorreu-se ao programa *MeVisLab*.

3.3.2.1 Análise qualitativa

A avaliação qualitativa consistiu na observação de todas as imagens obtidas comparando o perfil do artefacto provocado pelos diferentes materiais.

3.3.2.2 Análise quantitativa

Para a análise quantitativa selecionaram-se as imagens obtidas com as sequências: COR SE (sequência 2); COR GRE (sequências 4 e 5), AX SE com TE=20ms (sequência 1) e AX SE com TE=10 ms (sequência 6), descritas nas Tabelas 4 e 5.

É considerado artefacto qualquer área que apresente uma intensidade de sinal que difere em mais de 30% relativamente à intensidade média do sinal [38].

Para calcular o volume do artefacto recorreu-se ao software MeVisLab 2.7.1. O MeVisLab é uma ferramenta que pretende contribuir para o desenvolvimento de algoritmos de processamento de imagem, visualização e métodos de interação, com enfoque na imagem médica e, em particular, na área da radiologia. O MeVisLab assenta numa estrutura modular, suportando vários níveis de programação. Para além dos módulos básicos de processamento e visualização, tem integrados módulos mais avançados de segmentação, registo, avaliação quantitativa e análise de imagem funcional. Uma das suas componentes mais importantes é a plataforma *MeVis Image Processing Library* (ML), que tem disponíveis mais de 300 módulos, permitindo a utilização de vários filtros de imagem (e.g., filtragem linear e não linear, filtros morfológicos), várias técnicas de segmentação (e.g. *Region Growing*, *Live-Wire*), entre outras possibilidades. Utilizando a sua interface, é possível conjugar vários dos módulos disponíveis, criando redes personalizadas pelo utilizador [35]. A Figura 49 ilustra a interface gráfica do MeVis, com uma rede criada com o intuito de efetuar a segmentação no contexto do presente trabalho.

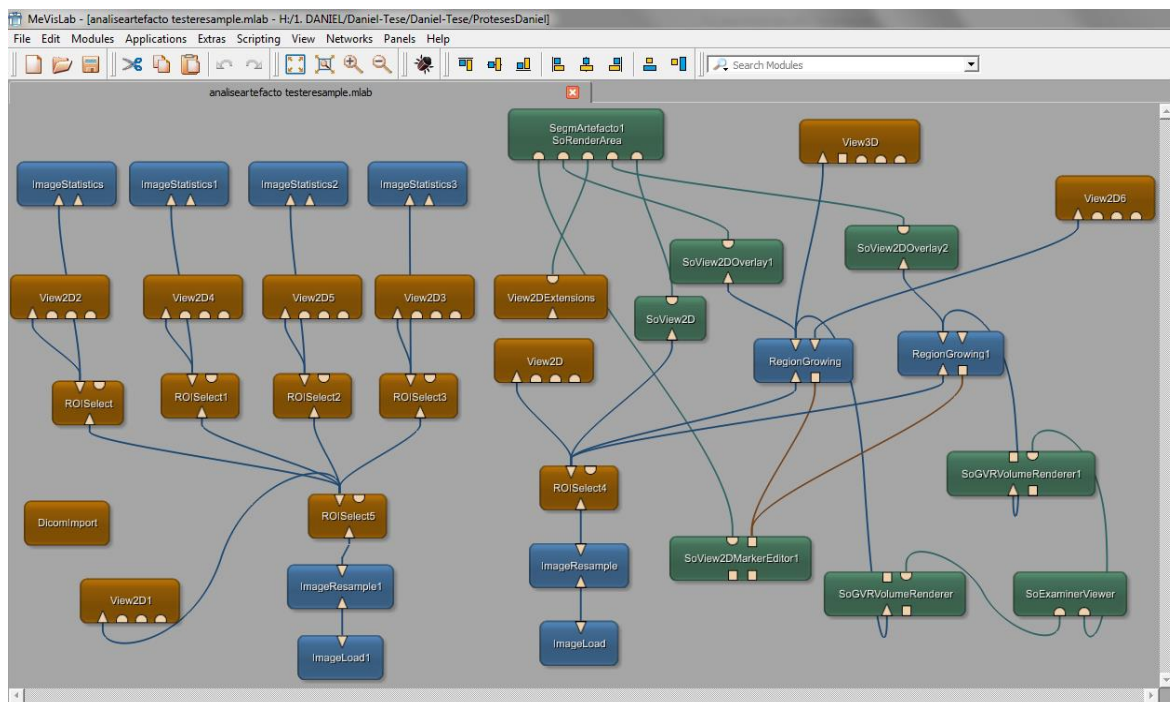


Figura 49 - Rede de trabalho utilizada no software MeVisLab 2.7.1

Para este estudo, o método de segmentação utilizado foi o *Region Growing* (RG) 3D. Este método é uma rotina de segmentação semiautomática, orientada a regiões, tal como o próprio nome indica. A filosofia subjacente a todas as variantes do RG é que o processo se inicia a partir de um ou de vários elementos da imagem (*pixel* ou *voxel*), dando origem a uma região que vai crescendo, interactivamente, até incorporar todos os elementos, na sua vizinhança, que apresentem características (e.g., intensidade do *pixel*) ou critérios de semelhança com o elemento inicial [35]. É considerado um método de segmentação simples, flexível e robusto, permitindo a delineação de regiões de interesse a partir da semente inicial (*seed*) colocada dentro de cada uma das regiões a segmentar [35].

Inicialmente teve que ser calculada a intensidade média do sinal (IMS), seleccionando uma imagem de cada aquisição, onde foram colocadas quatro regiões de interesse (*ROI – Region Of Interest*) na região sem artefacto, como é demonstrado na Figura 50. A dimensão do *ROI* e a sua posição foram iguais para todas as imagens.

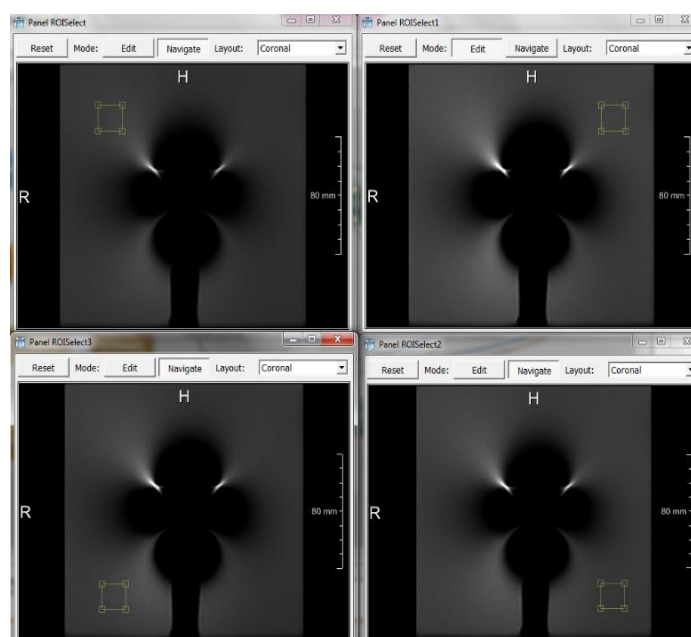


Figura 50 - Imagens da cabeça de CC com a marcação dos quatro ROI's.

O valor considerado para a IMS resultou da média de intensidade dos quatro ROI's. Posteriormente, calcularam-se os valores correspondentes a V70 e V130, que correspondem à diferença de 30% relativos à IMS, ou seja, o V70 indica as regiões onde a intensidade do sinal é inferior a 70% da IMS e o V130 corresponde à região onde a intensidade do sinal é superior a 130% da IMS. Esses valores foram inseridos com *threshold* para a segmentação no MeVisLab, o que resultou numa imagem com duas regiões de cores diferentes: uma correspondente ao V70 (azul) e outra correspondente ao V130 (rosa) (Figura 51).

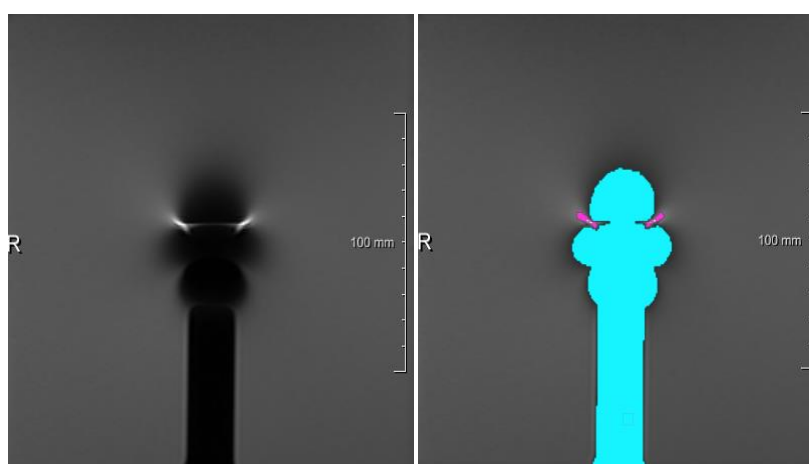


Figura 51 - Imagem da esquerda corresponde à cabeça de OX obtida com a sequência COR SE, imagem da direita observa-se a mesma imagem, mas com as cores correspondentes ao V70 (azul) e ao V130 (rosa).

Os valores usados para calcular o volume do artefacto foram retirados do quadro de informação obtido no MeVisLab, relativa a cada uma das regiões segmentadas, que correspondem ao V70 e ao V130 (Figura 52). Com esses valores obteve-se uma reconstrução 3D do objeto e do respetivo artefacto (Figura 53).

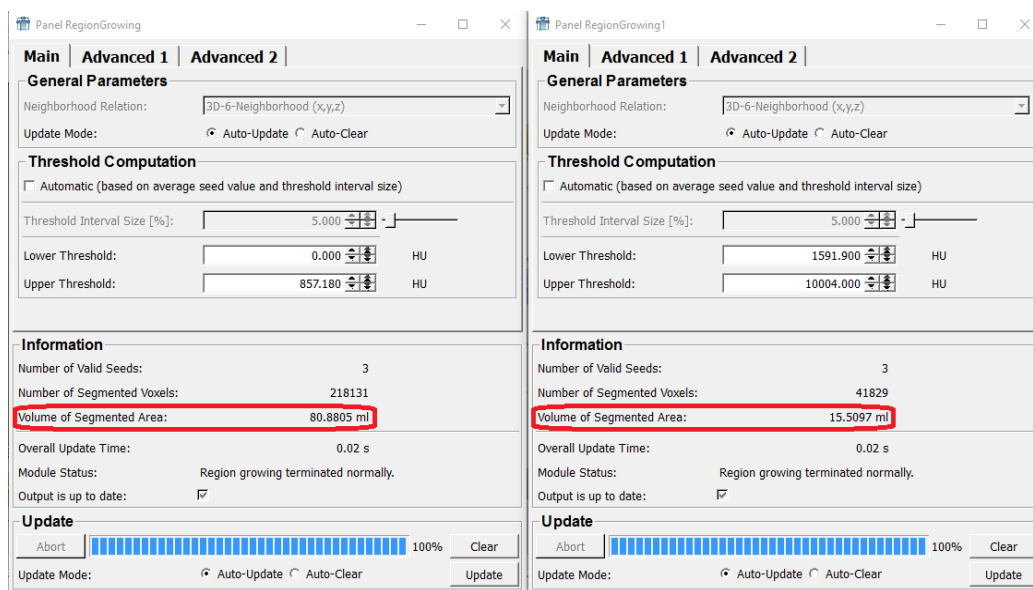


Figura 52 - Quadros onde se obteve o valor do volume segmentado das duas regiões (V70 e V130).

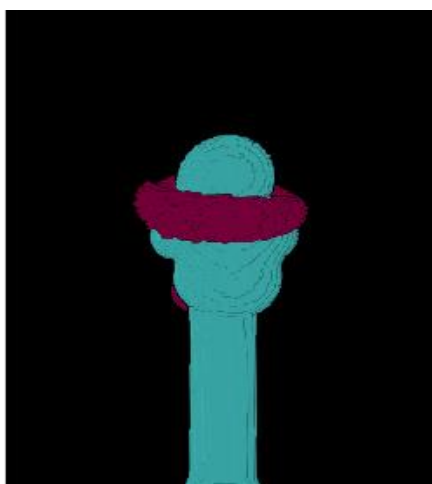


Figura 53 - Representação 3D correspondente à cabeça de OX, obtida com a rede MeVis: Visualiza-se uma zona azul relativa à região onde a intensidade do sinal é inferior a 70% da IMS e uma região rosa em que a intensidade do sinal é superior a 130% da IMS.

O cálculo do volume do artefacto foi determinado da seguinte forma [38]:

$$V_{art} = (V_{70} + V_{130}) - V_{objeto} (V_o).$$

Assumiui-se para as aquisições coronais que a peça original corresponde à haste com a cabeça colocada, considerando somente a parte da haste que se encontrava dentro do FOV selecionado para a aquisição da imagem e tendo sido colocada uma marca que serviu como referência para calcular o volume da peça.

Para calcular o volume do objeto foi utilizada a técnica de deslocamento da água. O volume é a quantidade de espaço ocupado por um objeto. Ao medir a quantidade de água deslocada, pode-se facilmente determinar o volume do objeto [49]. Neste caso, encheu-se um copo medidor com água até aos 200cm³, imergiu-se a haste com a cabeça até à marca colocada (na haste), passando o valor no copo medidor de 200cm³ para 236cm³ (Figura 54). O volume do objeto é o resultado da subtração dos dois valores (236-200), ou seja, 36 cm³. Obteve-se também, utilizando o mesmo método, o volume da cabeça, que é de 9 cm³, e o volume da haste (considerando ¼ da haste) com a cabeça, cujo volume foi de 16 cm³. Este volume foi o considerado para a análise das imagens resultantes das aquisições no plano axial.

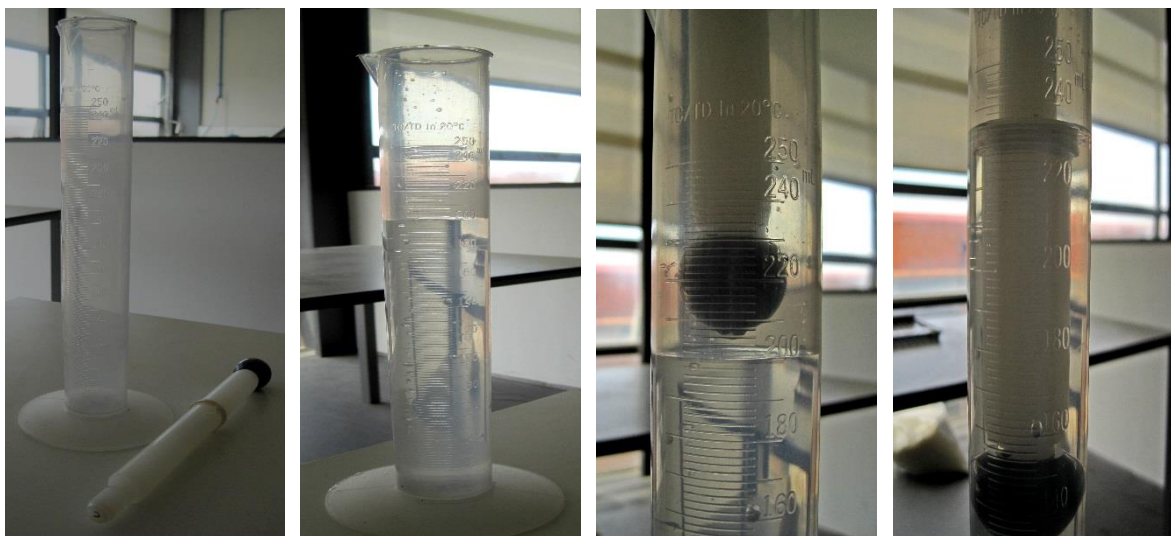


Figura 54 - Material utilizado para a medição do volume da peça original.

4. Resultados

Neste capítulo será feita a apresentação e discussão dos resultados obtidos. Para tal, serão apresentadas algumas das imagens adquiridas e os valores de volume calculados através dos procedimentos referidos no capítulo anterior. Inicialmente, serão apresentados os resultados relativos às aquisições realizadas a 3T e de seguida os resultados obtidos através das aquisições no equipamento de 1,5T.

4.1 Avaliação dos artefactos - 3T

De seguida, podem ser visualizadas as imagens e os resultados obtidos através da informação proveniente de algumas das aquisições realizadas a 3T.

Nas Figuras 55, 56 e 57 visualizam-se as imagens, correspondentes ao corte número 19 da range de cortes (posição mediana), de todas as cabeças do fémur estudadas, cuja aquisição foi realizada com recurso às sequências marcadas no plano coronal (descritas na Tabela 2). As Figuras 56 e 57 foram ambas obtidas com a sequência COR GRE, no entanto, foi alterada a codificação de frequência, passando de F-H (*Feet-Head*) (Figura 56) para R-L (*Right-Left*) (Figura 57).

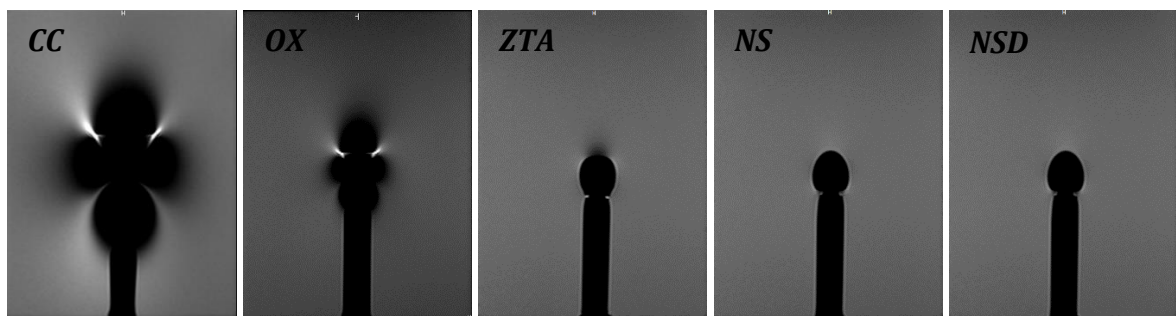


Figura 55 - Imagens correspondentes ao corte 19 obtidas através da sequência Coronal SE a 3T. Da esquerda para a direita visualizamos: a cabeça de CC; OX; ZTA; NS; NSD.

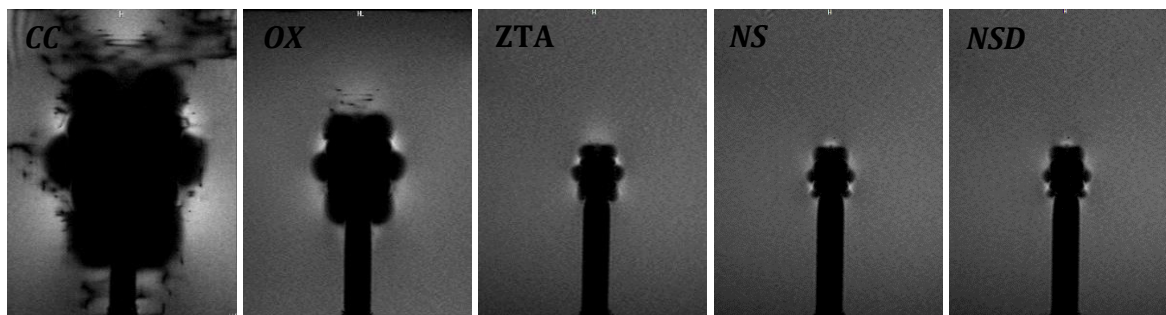


Figura 56 - Imagens correspondentes ao corte 19 da aquisição Coronal GRE a 3T, identificadas com o nome da respetiva cabeça (CC, OX, ZTA, NS,NSD).

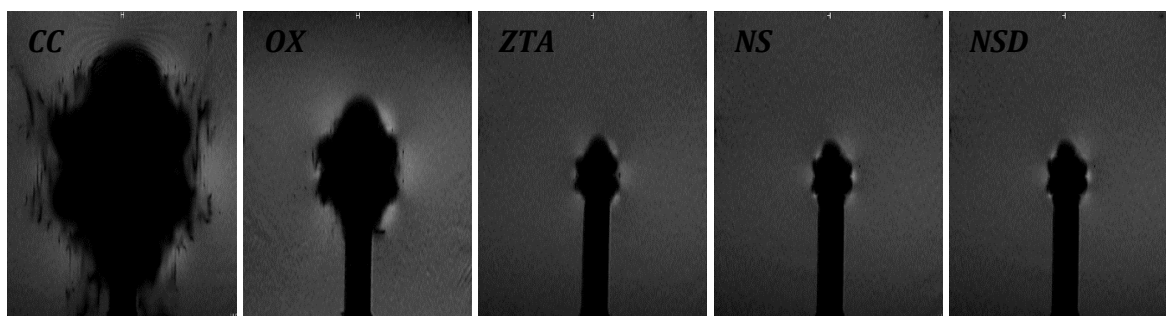


Figura 57 - Imagens, das amostras estudadas (CC, OX, ZTA, NS,NSD), correspondentes ao corte 19 da aquisição Coronal GRE a 3T com codificação de frequência R-L.

Observa-se na Figura 55 que as cabeças de NS e NSD não apresentam distorção que prejudique gravemente a avaliação da imagem. Nas Figuras 56 e 57 obtidas com as sequências GRE verifica-se que todas as cabeças apresentam distorção na imagem, sendo, no entanto, mais proeminente nas cabeças metálicas.

A Tabela 6 apresenta os valores (V70 e V130) utilizados para calcular o volume do artefacto para cada uma das amostras. Para as cabeças cerâmicas os valores são consideravelmente inferiores, bastante próximos entre si, mas mais baixos para as cabeças de NS e NSD. Como fica patente pela análise da tabela o volume do artefacto originado pela cabeça de OX (60,39 cm³), ainda que metálica, é muito mais baixo do que o apresentado pela cabeça de CC (445,14 cm³).

Tabela 6 - Valores utilizados para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR SE a 3T.

Material	V70 (cm ³)	V130 (cm ³)	Vo (cm ³)	Vart (cm ³)
CC	451,35	29,79	36	445,14
OX	80,88	15,51	36	60,39
ZTA	38,11	1,56	36	3,67
NS	37,50	0,95	36	2,45
NSD	37,56	0,95	36	2,51

Na Figura 58 encontra-se a representação gráfica do volume total do artefacto, referente à Tabela 6, de cada uma das cabeças analisadas a 3T com a sequência COR SE.

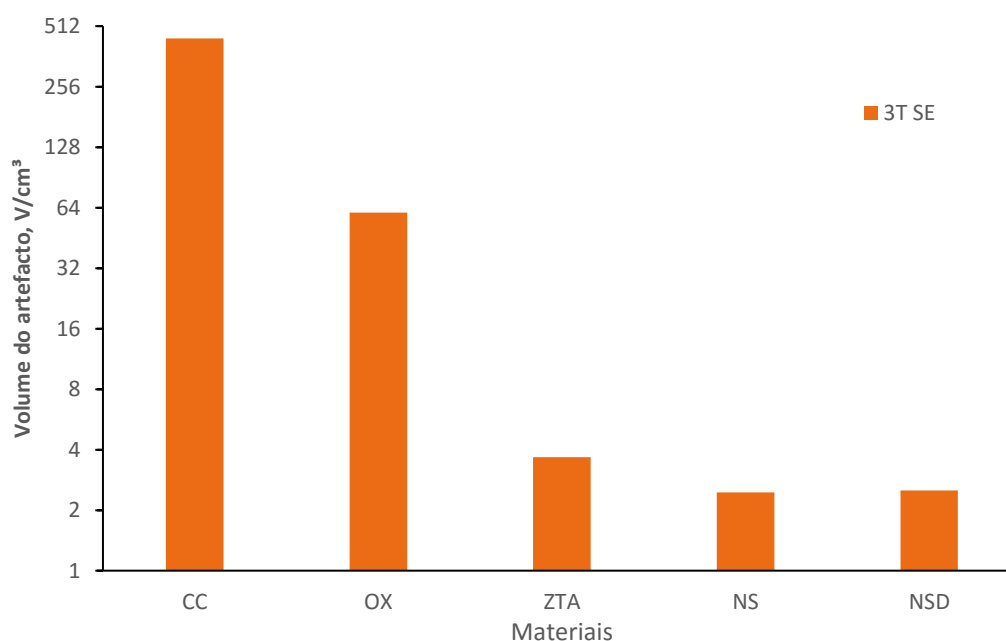


Figura 58 - Volume do artefacto nas imagens correspondente aos diversos materiais, obtidas com sequência COR SE no equipamento de 3T.

A Figura 59 apresenta uma visualização 3D de todas as amostras, obtidas através da segmentação do volume com recurso ao MeVisLab, onde podemos visualizar o volume do objeto e do respetivo artefacto. As imagens utilizadas para a segmentação do volume foram obtidas com a sequência COR SE.

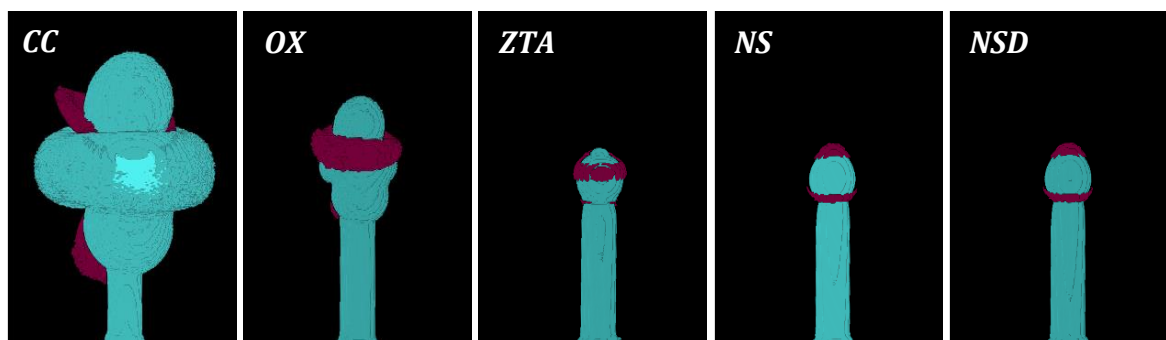


Figura 59 -Visualização 3D das amostras estudadas obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR SE no equipamento de 3T.

Na Tabela 7 podem observar-se os valores utilizados para calcular o volume do artefacto de todas as cabeças avaliadas (CC,OX,ZTA,NS e NSD), cujas imagens foram adquiridas com a sequência COR GRE no equipamento de 3T. A Tabela 8 mostra os valores do volume do artefacto das mesmas amostras, sendo que neste caso foi utilizado a sequência COR GRE com alteração da direção de codificação de frequência (R-L). Para obtenção dos valores, em ambos os casos, só foi admitido o V70, que corresponde às regiões onde a intensidade do sinal é inferior a 70% da IMS, uma vez que as imagens obtidas com a sequência GRE apresentam um artefacto superior e uma menor homogeneidade na intensidade do sinal, não permitindo, dessa forma, realizar uma segmentação correta do V130. Neste caso admitiu-se o V130 igual a 0.

Tabela 7 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR GRE a 3T com codificação de frequência F-H.

Material	V70 (cm ³)	V130 (cm ³)	Vo (cm ³)	Vart (cm ³)
<i>CC</i>	964,09	0	36	928,09
<i>OX</i>	194,81	0	36	158,81
<i>ZTA</i>	48,71	0	36	12,71
<i>NS</i>	41,62	0	36	5,62
<i>NSD</i>	42,01	0	36	6,01

Tabela 8 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR GRE a 3T com codificação de frequência R-L.

Material	V70 (cm ³)	V130 (cm ³)	Vo (cm ³)	Vart (cm ³)
CC	1003,41	0	36	967,41
OX	207,55	0	36	171,55
ZTA	50,12	0	36	14,12
NS	43,59	0	36	7,59
NSD	43,82	0	36	7,82

Na Figura 60 observa-se a representação gráfica do volume do artefacto das imagens das amostras avaliadas, obtidas a 3T com as sequências COR SE e COR GRE. O gráfico permite efetuar uma análise comparativa entre o volume obtido, com as duas sequências. Para qualquer das cabeças o artefacto é maior, como seria de esperar, com a sequência GRE.

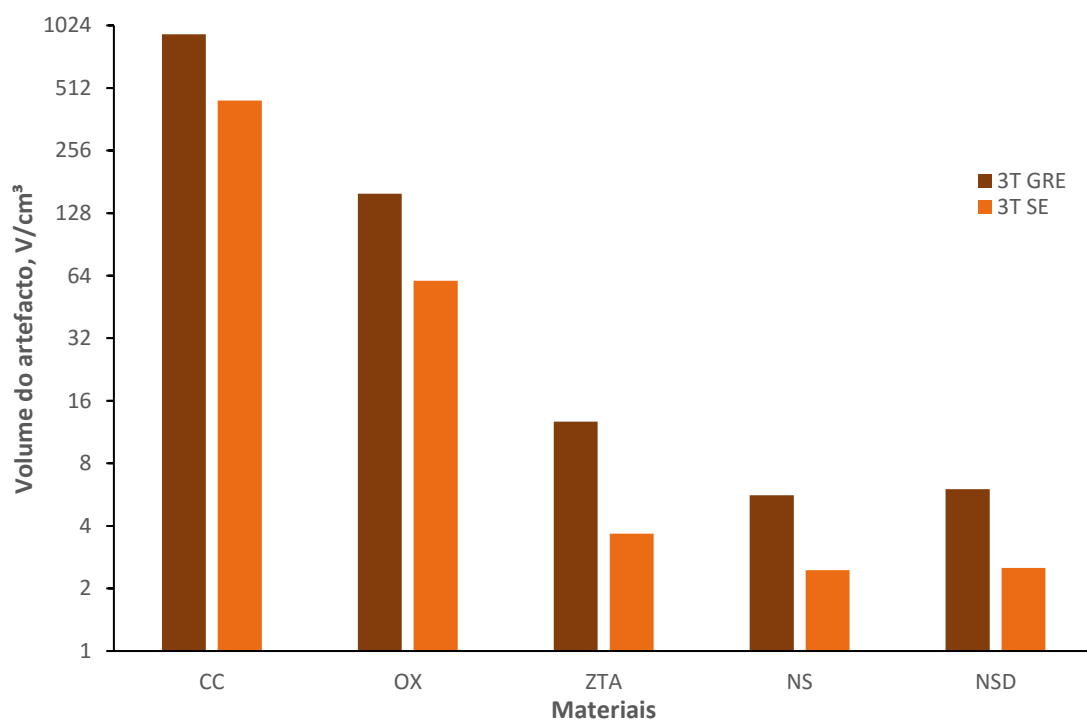


Figura 60 - Comparação do volume do artefacto obtido através das imagens adquiridas com a sequência COR GRE e COR SE.

De seguida (Figuras 61 e 62) visualizam-se as representações 3D das imagens obtidas com as sequências COR GRE (sequência 4 e 5) das cabeças de CC, OX, ZTA, NS e NSD, nas quais foram utilizados, somente, os dados relativos ao V70. Há alteração da direção do artefacto. O efeito é mais pronunciado nas cabeças metálicas do que nas cerâmicas.

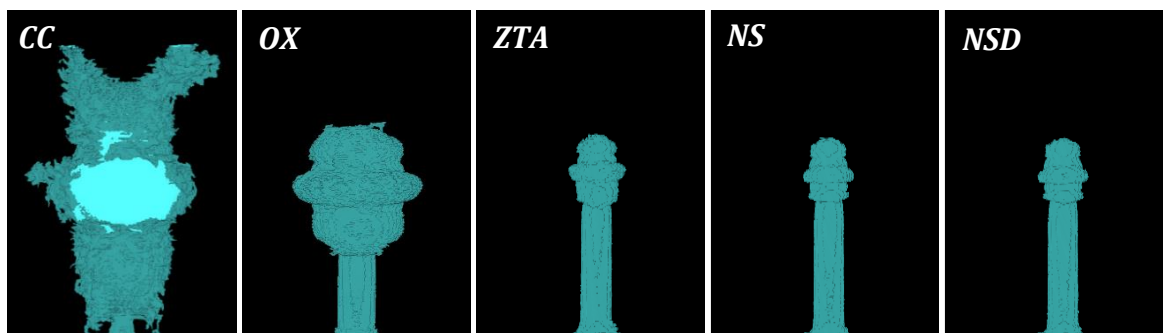


Figura 61 - Representações 3D obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR GRE no equipamento de 3T com codificação de frequência F-H.

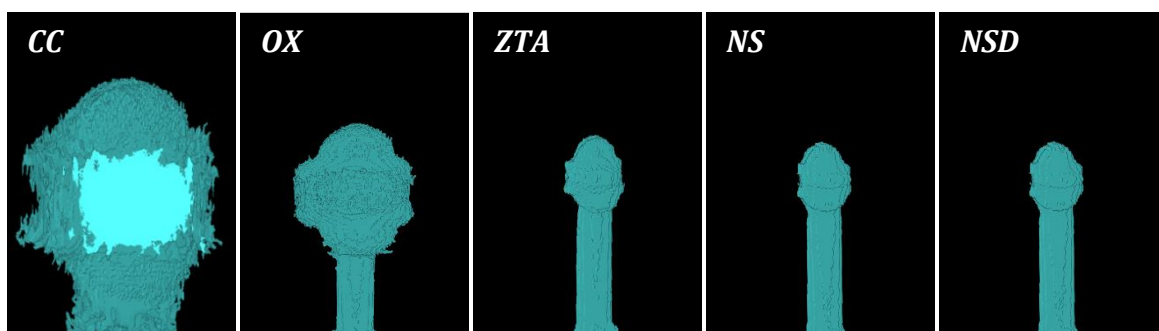


Figura 62 - Representações 3D obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR GRE, com codificação de frequência R-L, no equipamento de 3T.

As imagens das Figuras 63, 64 e 65, para cada uma das amostras, correspondem ao corte número 11 da range de cortes (posição mediana) e foram obtidas com a sequência marcada no plano axial cujos parâmetros se encontram na Tabela 4 (sequências 1,6 e 3).

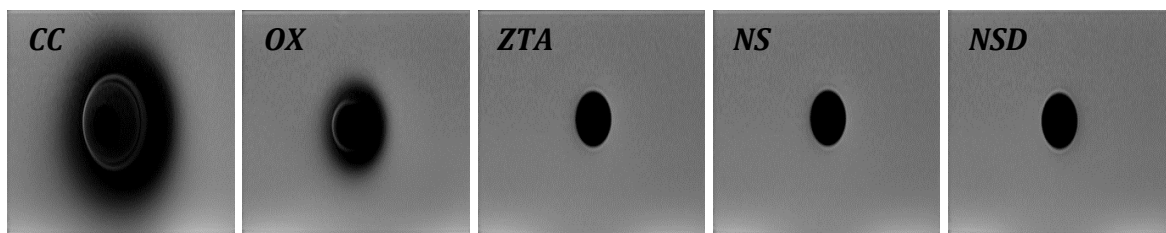


Figura 63 - Imagens obtidas através da aquisição Axial SE a 3T com o TE de 20ms, correspondendo ao corte número 11. Da esquerda para a direita: cabeça de CC, OX, ZTA, NS e NSD.

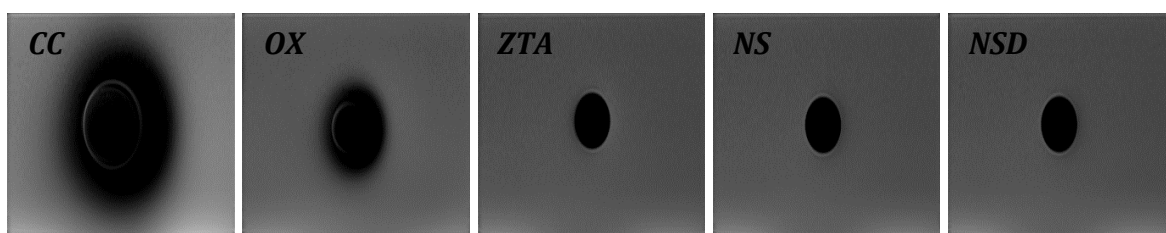


Figura 64 - Imagens correspondentes ao corte número 11, obtidas com a sequência Axial SE a 3T com um TE de 10 ms. Da esquerda para a direita: cabeça de CC, OX, ZTA, NS, NSD.

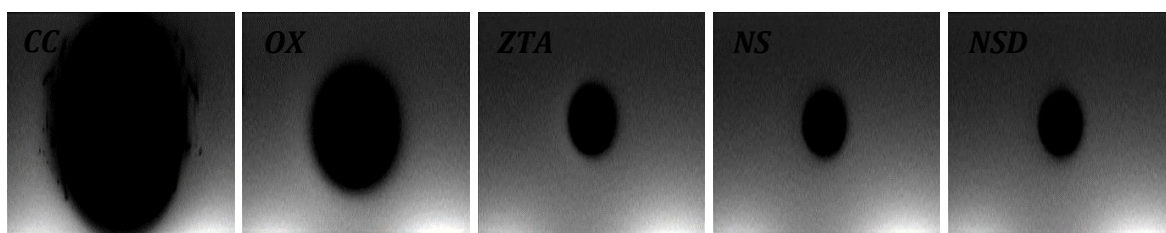


Figura 65 - Imagens correspondentes ao corte número 11, obtidas com a sequência Axial GRE a 3T de todas as cabeças em estudo.

Nos resultados obtidos no plano axial podemos constatar que há um aumento muito considerável da dimensão do artefacto nas imagens obtidas correspondentes à cabeça de CC.

Nas Tabelas 9 e 10 estão descritos os valores utilizados para o cálculo do volume do artefacto das imagens obtidas com as sequências Axial SE com um TE de 10ms e com um TE de 20ms, respetivamente. Pode-se constatar que o volume é ligeiramente inferior quando se reduz o valor de TE não sendo, no entanto, uma redução com grande significado.

Tabela 9 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume artefacto nas imagens obtidas com a sequência AX SE a 3T com um TE de 10ms.

Material	V70 (cm³)	V130 (cm³)	Vo (cm³)	Vart (cm³)
CC	374,58	24,97	16	383,55
OX	70,27	9,18	16	63,45
ZTA	17,03	0,73	16	2,03
NS	15,98	0,66	16	0,64
NSD	16,05	0,68	16	0,73

Tabela 10 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência AX SE a 3T com um TE de 20ms.

Material	V70 (cm³)	V130 (cm³)	Vo (cm³)	Vart (cm³)
CC	375,71	25,23	16	384,94
OX	71,12	9,29	16	64,41
ZTA	17,7	0,91	16	2,61
NS	16,02	0,81	16	0,83
NSD	16,09	0,83	16	0,92

Na Figura 66 visualizam-se as representações 3D das imagens obtidas com as sequências AX SE, uma com TE de 10ms e outra com TE de 20ms (Tabela 4, sequências 1 e 6)

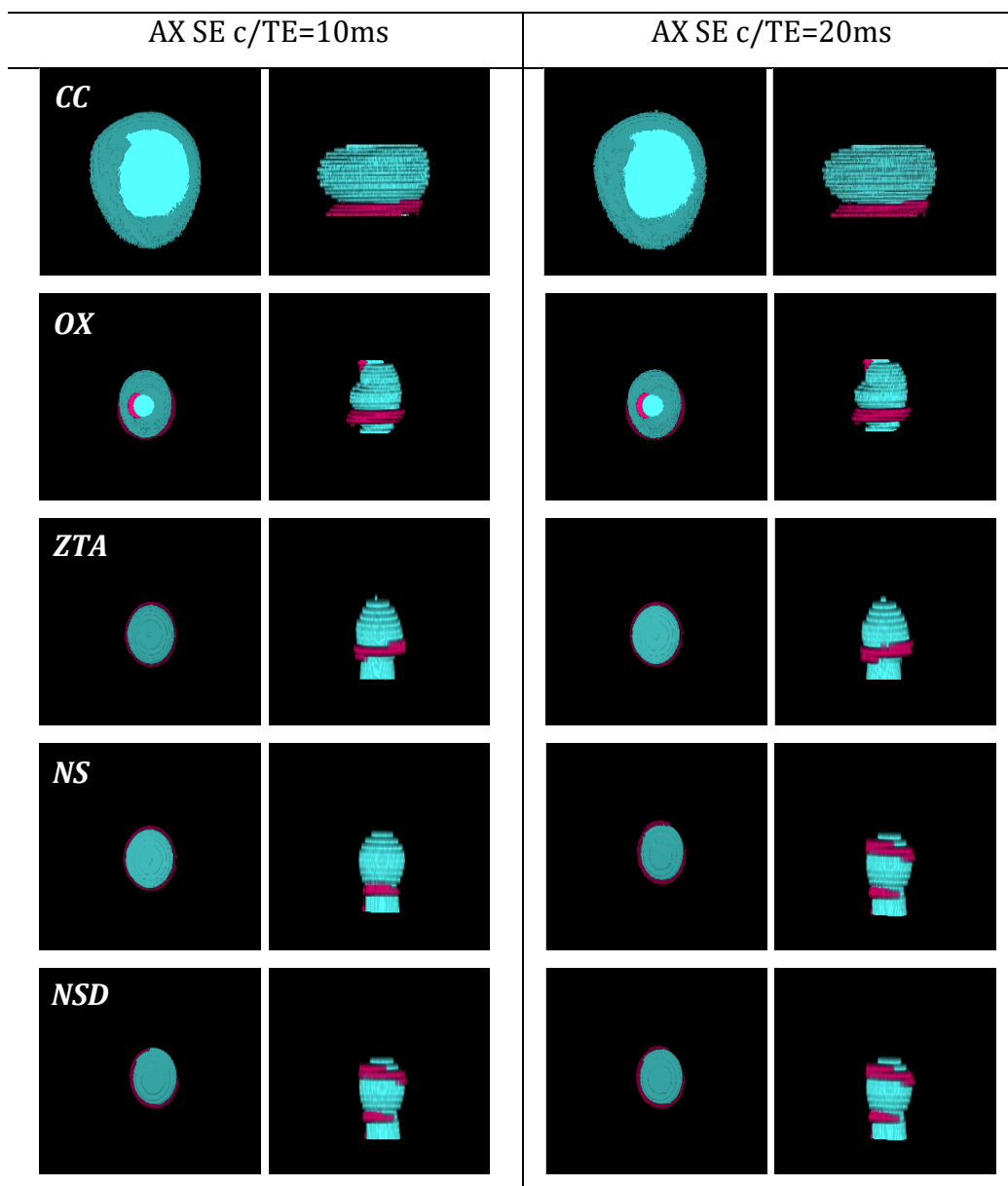


Figura 66 - Representações 3D obtidas através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência AX SE com um TE de 10ms (lado esquerdo) e com a sequência AX SE com um TE de 20 ms (lado direito) num equipamento de 3T.

4.2 Avaliação dos artefactos - 1,5 T

Nesta secção serão apresentadas as imagens obtidas no plano Coronal no equipamento de 1,5T e os resultados conseguidos através da avaliação das mesmas.

Nas Figuras 67 e 68 podem observar-se as imagens correspondentes ao corte número 19 da range de cortes para todas as amostras. Estas foram adquiridas com as sequências COR SE e COR GRE (Tabela 5, sequências 2 e 4), respetivamente.

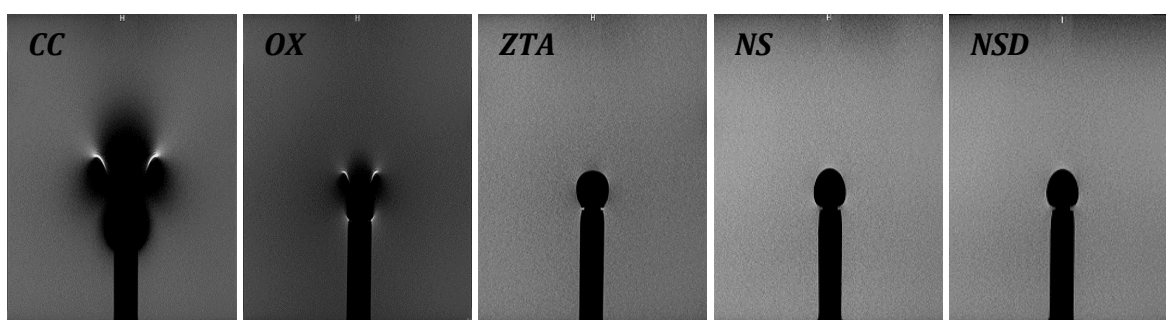


Figura 67 - Imagens correspondentes ao corte 19 obtidas através da sequência COR SE a 1,5T. Da esquerda para a direita visualiza-se: a cabeça de CC, OX, ALU, NS e NSD.

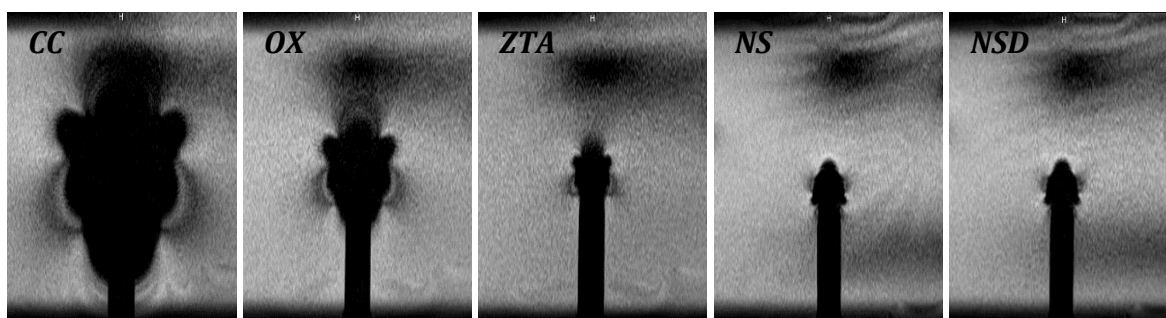


Figura 68 - Imagens correspondentes ao corte 19 da aquisição Coronal GRE a 1,5T, identificadas com o nome da respetiva cabeça (CC, OX, ZTA, NS, NSD).

Como se pode constatar há um aumento muito considerável da dimensão dos artefactos de suscetibilidade magnética quando se utiliza a sequência GRE. A qualidade das imagens obtidas no equipamento de 1,5T, no que diz respeito à homogeneidade do sinal, é consideravelmente inferior quando comparada com as imagens obtidas a 3T (ver Figura 56).

Na Figura 69 visualizam-se as imagens referentes à aquisição COR GRE (Tabela 5, sequência 5), com codificação de frequência R-L, das cabeças de ZTA, NS e NSD.

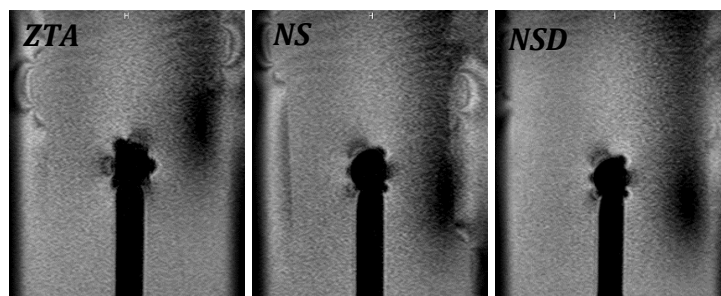


Figura 69 - Imagens das amostras cerâmicas avaliadas (ZTA, NS,NSD), correspondentes ao corte 19 da aquisição COR GRE a 1,5T com codificação de frequência R-L.

A Tabela 11 apresenta os valores do volume segmentado (V70 e V130), das imagens obtidas a 1,5 T com sequência COR SE, que foram utilizados para calcular o volume do artefacto das cabeças estudadas.

Tabela 11 - Valores utilizados (V70 e V130) para medição do volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência COR SE a 1,5T

Material	V70 (cm³)	V130 (cm³)	Vo (cm³)	Vart (cm³)
CC	341,73	7,6	36	313,33
OX	81,73	2,78	36	48,51
ZTA	37,93	0,09	36	2,02
NS	37,58	0	36	1,58
NSD	37,81	0	36	1,81

Na Figura 70 visualiza-se a representação da gráfica dos valores do volume total do artefacto apresentados na Tabela 11.

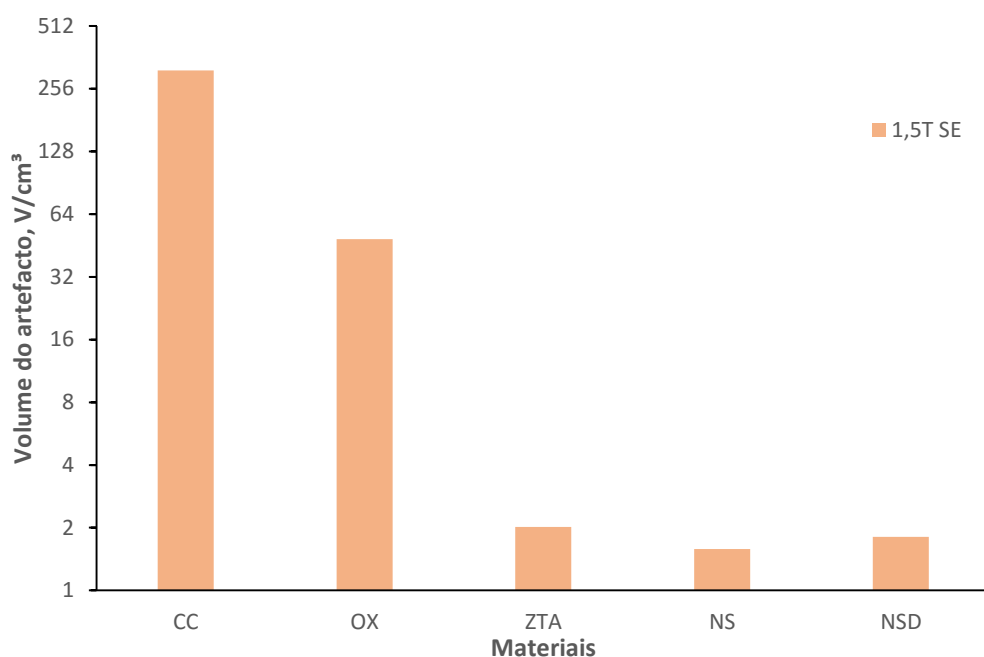


Figura 70 - Volume do artefacto das imagens dos diversos materiais obtidos com sequência COR SE no equipamento de 1,5T.

Na Figura 71 podem ser visualizadas as representações 3D, obtidas através das informações provenientes das imagens utilizadas para calcular o volume do artefacto de todas as amostras com a sequência COR SE no equipamento de 1,5T.

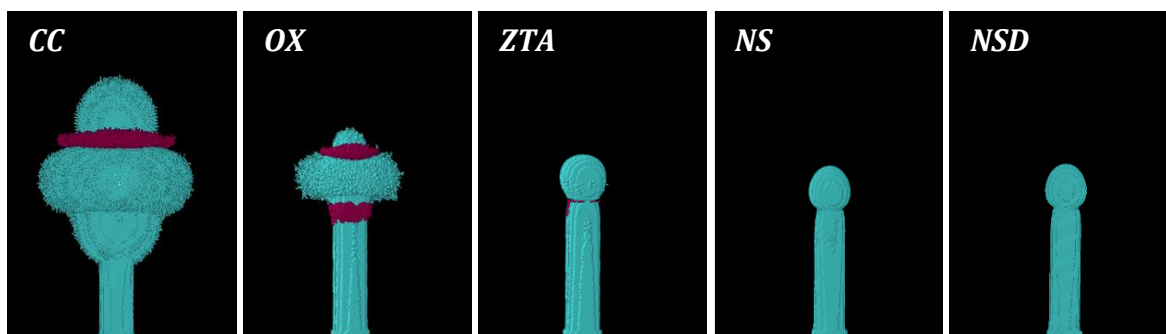


Figura 71 - Representação 3D das amostras estudadas obtida através da segmentação do volume das imagens adquiridas com a sequência COR SE no equipamento de 1,5T.

De seguida podemos observar um gráfico que mostra, para cada um dos materiais, o volume do artefacto das imagens obtidas, com a sequência COR SE, a 3T e 1,5T (Figura 72).

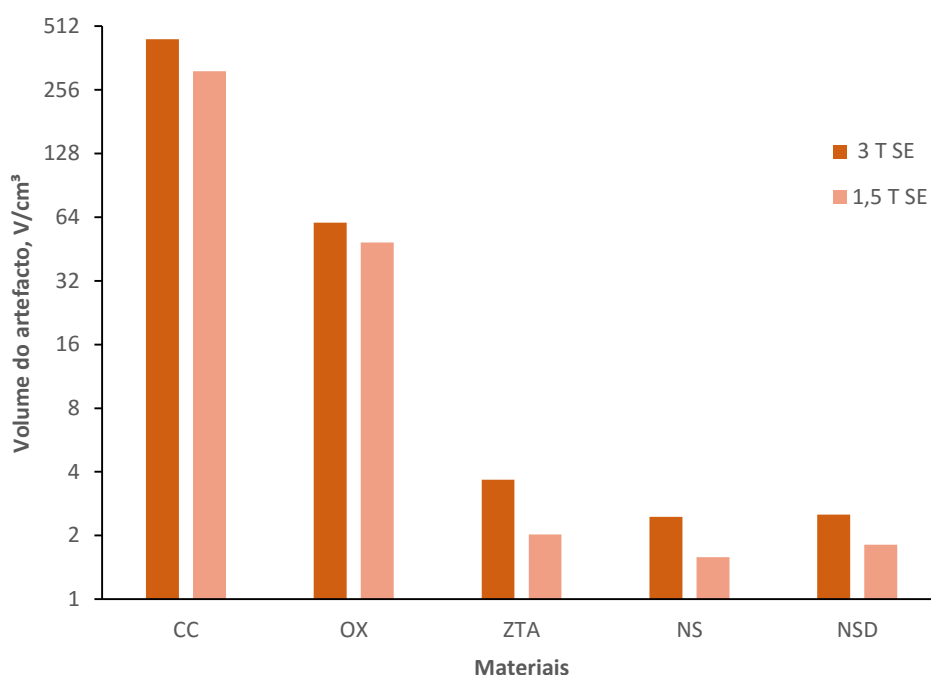


Figura 72 - Comparação do volume do artefacto das diferentes amostras a 1,5T e 3T.

Procurou-se, ainda, relacionar a suscetibilidade magnética e o volume dos artefactos. Para tal, foram considerados os valores reportados na literatura presentes na Tabela 2. Sabendo que a cabeça de ZTA é composta por 82% de alumina e 17% de zircónico, admitiu-se que a sua suscetibilidade magnética seria aproximadamente -13,43 e para cabeça de OX, tendo em conta que é um material feito de uma liga metálica de zircónio, considerou-se o valor deste (120). Com os valores referidos anteriormente foi calculada a diferença de suscetibilidade magnética entre os diferentes materiais e o fantoma utilizado (óleo vegetal) obtendo-se os valores apresentados na Tabela 12.

Tabela 12- Diferença de suscetibilidade magnética entre os diferentes materiais e o fantoma utilizado (óleo vegetal).

Materiais	CC	OX	ZTA	NS	Óleo Vegetal
$\chi/10^{-6}$	814,55	129,05	-4,38	0,05	0

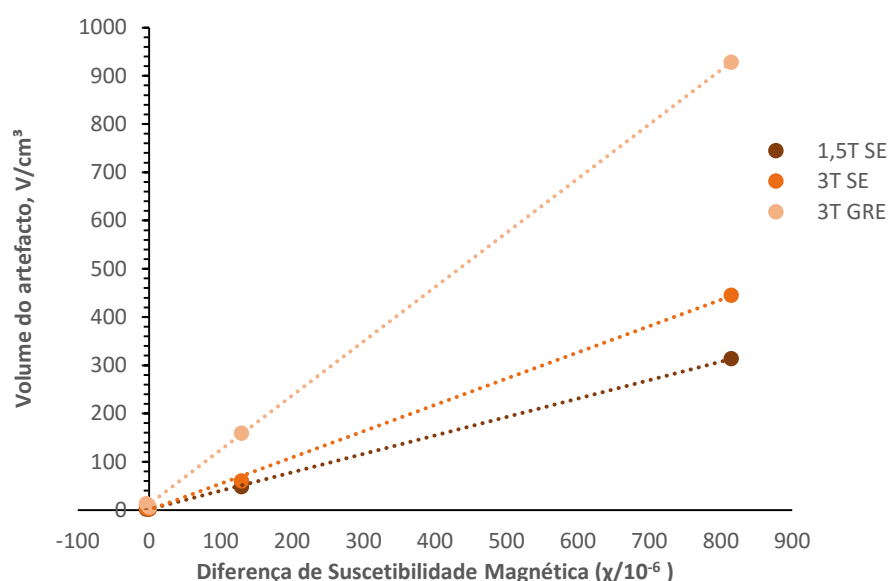


Figura 73 - Representação gráfica da relação entre o volume do artefacto e a suscetibilidade magnética dos materiais avaliados (Tabela 12).

A análise do gráfico da Figura 73 permite verificar que o volume do artefacto varia linearmente com a diferença de suscetibilidade magnética, ou seja, quanto maior for a diferença de suscetibilidade magnética entre o material e o meio maior é o volume do artefacto.

4.3 Discussão dos Resultados

Nesta secção procuramos discutir os resultados mais relevantes comparando o comportamento dos diferentes materiais (CC,OX,ZTA,NS e NSD) em equipamentos de RM de 3 T e de 1,5T.

Considerando os valores obtidos para o volume dos artefactos nas diferentes cabeças verificou-se que as cabeças metálicas de CC e OX apresentam um volume de artefacto consideravelmente superior ao das cabeças cerâmicas de ZTA, NS e NSD. No entanto, cabe notar que o volume do artefacto para a cabeça de OX é, quer a 3T quer a 1,5T, muito inferior ao apresentado pela cabeça de CC. Ainda que metálica, dando origem a artefactos de maior dimensão e distorção que as cabeças cerâmicas constitui, do ponto de vista imagiológico, uma melhoria comparativamente às cabeças de CC.

As cabeças cerâmicas de ZTA, NS e NSD apresentam um perfil de artefacto muito semelhante entre si e um volume do artefacto com diferenças muito pequenas. No entanto, o volume do artefacto calculado para a cabeça da ZTA é ligeiramente superior ao das cabeças de NS e NSD. Verificou-se, ainda, que o volume do artefacto do NSD é ligeiramente superior ao de NS para as duas intensidades de campo testadas. Essa diferença não é perceptível quando se faz uma análise visual das imagens mas ficou patente quando se determinou o volume do artefacto. Este facto poderá, muito provavelmente, ficar a dever-se ao revestimento com a camada de diamante que, ainda que fina, apresenta uma maior diferença de suscetibilidade magnética em relação com o meio envolvente (óleo vegetal). Estes resultados vão ao encontro do reportado por Panfili et al [11]. Estes autores verificaram que as cabeças compostas por ligas metálicas apresentam artefactos de maior dimensão e distorção do que os provocados pela cabeça cerâmica testada [11]. Também reforça a noção de que, a forma, intensidade e volume dos artefactos de suscetibilidade magnética induzidos por implantes dependem muito da sua composição [2, 11, 38, 42].

No presente estudo verificou-se que todas as imagens obtidas com a sequência GRE apresentam um artefacto de suscetibilidade magnética superior ao calculado a partir das imagens obtidas com as sequências SE, resultando em imagens de qualidade inferior. O volume do artefacto calculado para as imagens obtidas com a sequência GRE, mesmo considerando o V130 nulo, foi sempre superior ao volume do artefacto nas imagens obtidas com a sequência SE, o que já antecipávamos. A forma do artefacto, para as cabeças de CC e OX vai ao encontro do descrito na literatura para objetos metálicos de configuração esférica e cilíndrica [39].

Relativamente ao comportamento do mesmo material em campos magnéticos de diferente intensidade, verificou-se que o volume do artefacto é superior para todas as amostras avaliadas no campo magnético de 3T. Com a avaliação qualitativa das imagens constatou-se que a diferença na forma e intensidade do artefacto é mais visível nas cabeças de CC e OX. As cabeças de NS e NSD apresentam um perfil do artefacto muito semelhante nos dois equipamentos, apesar do volume calculado ser ligeiramente superior nas imagens obtidas com o 3T.

Uma das estratégias apontadas na literatura para minimizar os artefactos passa pela redução do TE, particularmente, nas sequências GRE onde não existe pulso de

refocalização de 180° [37]. Nas sequências SE esse efeito de redução não será tão evidente. Neste estudo, numa das sequências (Axial SE) fizemos redução do TE de 20 ms para 10 ms. O volume do artefacto nas imagens obtidas com um TE superior (20ms) foi efetivamente maior, mas ainda assim, a alteração do TE não trouxe melhorias significativas no que respeita à qualidade da imagem observada. Podemos assim concluir que a redução do TE, só por si, quando se utilizam sequências SE ou TSE não é muito relevante.

No que diz respeito às imagens obtidas com sequência COR GRE, constatou-se que houve alteração no perfil do artefacto consoante a escolha da direção da codificação de frequência F-H ou R-L. Os valores do volume do artefacto foram semelhantes, sendo ligeiramente superiores nas imagens obtidas com codificação de frequência R-L. Este ponto vem confirmar o que foi encontrado na literatura, onde se verificou a existência de alguns trabalhos que demonstram que alteração da codificação de frequência ou de fase influenciam a forma e dimensão do artefacto [2, 37].

Limitações do estudo

Sendo que os objetivos iniciais do presente trabalho foram globalmente atingidos, caberá salientar que, como sucede na maioria dos estudos, também neste nos deparamos com algumas dificuldades e existem, naturalmente, um conjunto de limitações que tentaremos apontar.

Assim, envolvendo este estudo aquisições com RM mas não existindo qualquer tipo de financiamento para custear as mesmas aquisições, não foi possível a utilização de tempo de máquina que permitiria uma avaliação mais aprofundada da interferência dos parâmetros de aquisição na dimensão dos artefactos. Antes das aquisições propriamente ditas houve necessidade de ocupar várias horas de máquina para proceder a todos os testes necessários (e.g. com o fantoma, parâmetros de aquisição) à concretização da experiência. Ainda assim, mesmo com algumas condicionantes temos que reconhecer que sem a generosidade das instituições envolvidas, permitindo as aquisições de imagem gratuitamente, este estudo não teria sido viável.

Inicialmente, tinha sido prevista a aquisição de imagens em dois equipamentos de intensidade de campo diferente, do mesmo fabricante, o que não se veio a verificar e que pode ter alguma influência na qualidade das imagens. Claramente, a qualidade das imagens, obtidas com as sequências GRE no equipamento de 1,5T, não foi boa. Provavelmente, devido a baixa homogeneidade de campo magnético. Este facto dificultou a segmentação das imagens uma vez que foi difícil a obtenção do valor da Intensidade média de sinal que depois seria utilizada como *threshold* para as segmentações e obtenção do volume do artefacto.

5. Conclusões

No presente trabalho procurou-se avaliar e comparar o comportamento de alguns materiais utilizados em cabeças de próteses da anca recorrendo à RM. O principal objetivo foi avaliar o comportamento de um material, nitreto de silício revestido a diamante, no que diz respeito a artefactos de suscetibilidade magnética que este poderia causar. Foi necessária, como termo de comparação, a avaliação de outros materiais que já se encontram atualmente comercializados.

Foi realizado, neste estudo, pela primeira vez, a avaliação imagiológica em RM das cabeças cerâmicas de nitreto de silício (NS), nitreto de silício revestido com diamante (NSD) e da cabeça de Oxinium (OX), no que respeita a artefactos de suscetibilidade magnética.

Os resultados obtidos relativos às cabeças do fémur fabricadas com nitreto de silício com e sem diamante foram muito idênticos, em termos de qualidade de imagem, sendo estes equiparados (mas melhores) aos obtidos para a amostra de ZTA que é atualmente a prótese cerâmica já comercializada e com melhores características de resistência ao desgaste e comportamento mecânico. O volume de artefacto calculado destas três amostras apresentou diferenças muito pequenas, sendo o volume do artefacto da ZTA um pouco superior ao de NS e NSD. Constatou-se que o volume do artefacto do NSD é ligeiramente superior ao de NS nas duas intensidades de campo estudadas, sendo que essa diferença não provoca grandes alterações a nível da qualidade da imagem.

O nitreto do silício é um cerâmico mais duro e mais resistente do que o compósito ZTA, apresenta baixo coeficiente de atrito e elevada resistência ao desgaste. O revestimento de diamante proporciona ainda melhores propriedades mecânicas (de resistência ao desgaste). Este novo material, Si_3N_4 revestido com diamante, apresenta um bom comportamento biotribológico, o que o torna numa boa opção para ser usado na produção da cabeça do fémur de próteses da anca [5, 6, 8]. Num dos estudos realizados verificou-se que um sistema composto com um componente femoral e acetabular fabricados em material cerâmico de nitreto de silício revestidos com

diamante apresentam algumas vantagens, como o facto de não se ter notado o ruído típico dos sistemas cerâmico-sobre-cerâmico [10].

No que respeita às propriedades imagiológicas em RM deste material, verificou-se que este apresenta excelentes resultados quando comparados com os materiais utilizados comercialmente. O mesmo se verificou num estudo prévio onde foi efetuada a avaliação do seu comportamento por Tomografia Computorizada [12].

Considerando todo este conjunto de vantagens do nitreto de silício revestido a diamante, quer no sistema de deslizamento diamante-sobre-diamante quer nas propriedades imagiológicas do mesmo, antecipa-se assim um material competitivo em comparação com alumina-sobre-alumina, o melhor material cerâmico comercial aplicado atualmente nas articulações da anca.

5.1 Trabalho Futuro

Existem aspetos que não se conseguiram concretizar no âmbito deste estudo mas que podem e devem ser desenvolvidos ou aperfeiçoados no futuro. Assim, destacamos como importante:

- Determinar os valores de suscetibilidade magnética das diferentes cabeças (metálicas e cerâmicas) utilizadas. Neste trabalho fizemos apenas um exercício, por aproximação, considerando os valores descritos na literatura;
- Utilizar como meio envolvente dos materiais uma das soluções propostas pela ASTM (e.g solução com sulfato de cobre (1–2 g/L)) prevendo e programando tempo de repouso para aquisição das imagens;
- Repetir as aquisições com outro equipamento de 1,5T do mesmo fabricante do equipamento de 3T;
- Determinar o aquecimento do material avaliado durante a aquisição das imagens. O aquecimento induzido por radiofrequência é um dos riscos conhecidos da exposição de dispositivos de implante no ambiente de RM, sendo esta uma questão relevante a estudar.

6. Referências

- [1] J. G. Cahir, P. Toms, T. J. Marshall, J. Wimhurst, and J. Nolan, "CT and MRI of hip arthroplasty.," *Clin. Radiol.*, vol. 62, pp. 1163–71; 1172–3, 2007.
- [2] B. Hargreaves, P. W. Worters, K. B. Pauly, J. M. Pauly, K. M. Koch, and G. E. Gold, "Metal-induced artifacts in MRI.," *AJR. Am. J. Roentgenol.*, vol. 197, pp. 547–55, 2011.
- [3] E. J. Ulbrich and M. Nittka, "Reduction of Metal Artifacts in Patients with Total Hip," *Radiol. RSNA*, vol. 265, pp. 204–14, 2012.
- [4] S. C. Resende, "Aplicações dos Biomateriais em Ortopedia," Tese de Mestrado, Universidade Fernando Pessoa, 2014.
- [5] S. P. Rodrigues, J. M. Paiva, S. De Francesco, M. I. Amaral, F. J. Oliveira, and R. F. Silva, "Artifact level produced by different femoral head prostheses in CT imaging: diamond coated silicon nitride as total hip replacement material.," *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 24, pp. 231–9, 2013.
- [6] M. Amaral, C. S. Abreu, F. J. Oliveira, J. R. Gomes, and R. F. Silva, "Tribological characterization of NCD in physiological fluids," *Diam. Relat. Mater.*, vol. 17, pp. 848–52, 2008.
- [7] V. Medri, E. Landi, and A. Belossi, "'Non-oxide ceramics', in 'Materials for total Joint Arthroplasty - Biotribology of Potential Bearings,'" *Ed. R. Sonntag J.P. Kretzer Publ. Imp. Coll. Press. Chapter 7*, pp. 188–291, 2016.
- [8] M. Amaral, M. M. Maru, S. P. Rodrigues, C. P. Gouvêa, R. M. Trommer, F. J. Oliveira, C. a. Achete, and R. F. Silva, "Extremely low wear rates in hip joint bearings coated with nanocrystalline diamond," *Tribol. Int.*, vol. 89, pp. 72–77, 2015.
- [9] M. M. Maru, M. Amaral, S. P. Rodrigues, R. Santos, C. P. Gouvea, B. S. Archanjo, R. M. Trommer, F. J. Oliveira, R. F. Silva, and C. a. Achete, "The High performance of nanocrystalline CVD diamond coated hip joints in wear simulator test," *Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 49, pp. 175–185, 2015.
- [10] M. Amaral, S. P. Rodrigues, F. J. Oliveira, and R. F. Silva, "Nanocrystalline diamond coatings on silicon nitride bioceramic bearings, in Materials for total Joint Arthroplasty - Biotribology of Potential Bearings," *Ed. R. Sonntag J.P. Kretzer Publ. Imp. Coll. Press. Chapter 14*, pp. 413–430.
- [11] E. Panfili, L. Pierdicca, L. Salvolini, L. Imperiale, J. Dubbini, and A. Giovagnoni, "Magnetic resonance imaging (MRI) artefacts in hip prostheses: a comparison of different prosthetic compositions.," *Radiol. Med.*, vol. 119, pp. 113–20, 2014.
- [12] J. M. J. Paiva, "Caracterização de próteses de Si3N4/diamante por Tomografia Computorizada," Tese de Mestrado, Universidade de Aveiro, 2010.
- [13] R. R. Seeley, *Anatomia & fisiologia*. Lisboa: Lusodidacta, 2001.
- [14] F. H. Netter, *Atlas de Anatomia Humana*. 2006.
- [15] L. K. A. F. Moore, *Anatomia Orientada para a Clínica*, Quinta Edi. Nova Guanabara, Unipessoal Lda, 2007.
- [16] M. George, "Circular Normativa 014/2013," *Direção Geral de Saúde*, pp. 1–10, 2014.

- [17] R. Balderston, R. Rothman, R. Booth, and W. Hozack, *O quadril - Procedimentos clínicos e cirúrgicos*. Revinter Lda, 1996.
- [18] C. A. M. Relvas, "Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção," Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, 2007.
- [19] E. Á. Vieira and E. L. Vieira, "Uma Visão atual da osteoartrose," *Rev. Fac. Ciênc. Méd. Sorocaba*, vol. 14, pp. 166–67, 2012.
- [20] R. K. Snider, *Tratamento de doenças do sistema musculoesquelético*. Manole Lda, 2000.
- [21] G. Cotogno, "Total Hip Arthroplasty State of the Art, Challenges and Prospects," *Publ. Off. Eur. Union*, 2012.
- [22] Narayan Roger, *Biomedical Materials*. Boston, MA: Springer US, 2009.
- [23] P. Boutin, "Total arthroplasty of the hip by fritted alumina prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 100, pp. 15–21, 2014.
- [24] R. J. B. Adrião, "Biomateriais e reacções de hipersensibilidade - um problema ortopédico?," Tese de Mestrado, Universidade da Beira Interior, 2011.
- [25] D. F. Williams, "On the mechanisms of biocompatibility.," *Biomaterials*, vol. 29, pp. 2941–53, 2008.
- [26] C. Domeneck, "Cabeça femoral Oxinium," *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 53, pp. 1689–99, 2013.
- [27] J. D'Antonio, W. N. Capello, and M. Naughton, "High survivorship with a titanium-encased alumina ceramic bearing for total hip arthroplasty.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 472, pp. 611–6, 2014.
- [28] V. I. Gushenets, G. Nikolaev, E. M. Oks, K. P. Savkin, G. Y. Yushkov, and I. G. Brown, "High-energy metal ion implantation for reduction of surface resistivity of alumina ceramic.," *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 83, p. 02B908, 2012.
- [29] I. C. Clarke, J. Y. Lazennec, E. J. Smith, N. Sugano, B. J. McEntire, and G. Pezzotti, "Ceramic-on-Ceramic Bearings: Simulator Wear Compared to Clinical Retrieval Data," in *Material for Total Joint Arthroplasty – Biotribology of Potential Bearings*, Ed. R. Son., Imperial College Press, 2016, pp. 85–131.
- [30] C. Westbrook, C. K. Roth, and J. Talbot, *MRI in Practice 4th Edition*. John Wiley & Sons, Ltd, 2011.
- [31] A. a Mazzola, "Ressonância magnética : princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional Magnetic resonance : principles of image formation and applications in funcional imaging," *Rev. Bras. Física Médica*, vol. 3, pp. 117–129, 2009.
- [32] R. Damadian, *NMR IN MEDICINE*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1981.
- [33] O. Dietrich, M. F. Reiser, and S. O. Schoenberg, "Artifacts in 3-T MRI: Physical background and reduction strategies," *Eur. J. Radiol.*, vol. 65, pp. 29–35, 2008.
- [34] D. Weishaupt, V. D. Kochli, B. Marincek, and E. E. Kim, *How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*, Second Edi. Springer, 2007.
- [35] P. M. V. Martins, "Ressonância Magnética em Estudos de Produção de Fala," Tese de Doutoramento, Universidade de Aveiro, 2014.
- [36] J. Zhuo and R. P. Gullapalli, "AAPM / RSNA Physics Tutorial for Residents MR Artifacts , Safety , and Quality," *Radiogr. RSNA*, vol. 26, pp. 275–297, 2006.
- [37] P. Kaur, S. Senthil Kumaran, R. P. Tripathi, S. Khushu, and S. Kaushik, "Protocol error artifacts

- in MRI: Sources and remedies revisited," *Radiography*, vol. 13, pp. 291–306, 2007.
- [38] H. Imai, Y. Tanaka, N. Nomura, Y. Tsutsumi, H. Doi, Z. Kanno, K. Ohno, T. Ono, and T. Hanawa, "Three-dimensional quantification of susceptibility artifacts from various metals in magnetic resonance images," *Acta Biomater.*, vol. 9, pp. 8433–9, 2013.
 - [39] J. F. Schenck, "The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds.," *Medical physics*, vol. 23, no. 6. pp. 815–50, 1996.
 - [40] L. De Rochefort, R. Brown, M. R. Prince, and Y. Wang, "Quantitative MR susceptibility mapping using piece-wise constant regularized inversion of the magnetic field," *Magn. Reson. Med.*, vol. 60, no. 4, pp. 1003–1009, 2008.
 - [41] D. R. Lide, "Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds," *Handb. Chem. Phys.*, pp. 130–135, 2005.
 - [42] M. Lee, S. Kim, H. Song, Y. Huh, S. Han, and J. Suh, "Overcoming Artifacts from Metallic Orthopedic Implants at High- Field-Strength MR Imaging and Multi- detector CT," *Radiographics*, vol. 27, pp. 791–804, 2007.
 - [43] F. G. Shellock, "Biomedical implants and devices: Assessment of magnetic field interactions with a 3.0-Tesla MR system," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 16, pp. 721–732, 2002.
 - [44] a. Gueremazi, Y. Miaux, S. Zaim, C. G. Peterfy, D. White, and H. K. Genant, "Metallic Artefacts in MR Imaging: Effects of Main Field Orientation and Strength," *Clin. Radiol.*, vol. 58, pp. 322–8, 2003.
 - [45] L. D. Rybak, M. Bruno, M. Nittka, D. Ph, C. Geppert, H. Delaney, P. Jong, and S. Healthcare, "Imaging of Metallic Prostheses Using Novel Sequences : Early Experience," *Magnetom flash- Siemens*, pp. 12–18, 2012.
 - [46] A. M. Viano, S. A. Gronemeyer, M. Haliloglu, and A. Hoffer, "Improved MR imaging for patients with metallic implants ," vol. 18, pp. 287–295, 2000.
 - [47] a. P. Toms, C. Smith-Bateman, P. N. Malcolm, J. Cahir, and M. Graves, "Optimization of metal artefact reduction (MAR) sequences for MRI of total hip prostheses," *Clin. Radiol.*, vol. 65, no. 6, pp. 447–452, 2010.
 - [48] S. T. Method, "Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants 1," *ASTM*, vol. 07, pp. 1–4, 2013.
 - [49] F. A. Silveira, "O Paradoxo Hidrostático de Galileu e a Lei de Arquimedes," *Cad. Bras. Ensino Física*, vol. 26, pp. 273–294, 2009.